

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

CARLOS HENRIQUE RAMOS

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DA FIXAÇÃO DO TENDÃO DA CABEÇA LONGA
DO BÍCEPS BRAQUIAL POR 3 TÉCNICAS: MODELO EM OVINOS**

CURITIBA

2010

CARLOS HENRIQUE RAMOS

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DA FIXAÇÃO DO TENDÃO DA CABEÇA LONGA
DO BÍCEPS BRAQUIAL POR 3 TÉCNICAS: MODELO EM OVINOS**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica, Setor de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Paraná, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. Júlio Cezar Uili Coelho

CURITIBA

2010

Ramos, Carlos Henrique

Avaliação biomecânica da fixação do tendão da cabeça longa do bíceps braquial por 3 técnicas: modelo em ovinos / Carlos Henrique Ramos. - Curitiba, 2010.

Nº de páginas: 62

Área de concentração: Ciência da Saúde, Biomecânica, Cicatrização

Orientador: Prof. Dr. Júlio Cezar Uili Coelho

Dissertação de Mestrado – Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica, Setor de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, PR.

1. Bíceps Braquial; 2. Úmero; 3. Dispositivos de Fixação Ortopédica; 4. Mecânica; 5 Tendões

Aos meus pais, João Adirson e Maria de Lourdes,

...por absolutamente tudo

Dedico

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Professor Dr. Júlio Uili Coelho, pela dedicação nas correções e orientações.

Aos Professores Mauro Albano e Edmar Stieven Filho, pelas orientações prestadas durante este trabalho e principalmente pela demonstração de amizade.

Ao Professor Dr. Paulo Borges e acadêmico de Engenharia Mecânica, Roberto Luís de Assumpção, pelo suporte técnico nos ensaios realizados na Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

À todos que contribuíram para realização deste trabalho.

“...o ignorante afirma, ...o sábio duvida, ...o sensato reflete.”

Hipócrates

SUMÁRIO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES.....	VII
LISTA DE TABELAS.....	IX
LISTA DE ABREVIATURAS.....	X
RESUMO.....	XI
ABSTRACT.....	XII
1 INTRODUÇÃO.....	14
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	17
2.1 ANATOMIA E FUNÇÃO.....	17
2.2 EPIDEMIOLOGIA E CLASSIFICAÇÃO.....	18
2.3 TRATAMENTO.....	19
2.4 TÉCNICAS ARTROSCÓPICAS PARA FIXAÇÃO DO TENDÃO DA CABEÇA LONGA DO BÍCEPS BRAQUIAL.....	22
2.5 COMPARAÇÃO BIOMECÂNICA ENTRE TÉCNICAS.....	22
2.6 FORÇA SUPORTADA PELO TENDÃO.....	24
2.7 TENDÃO UTILIZADO PARA TESTES MECÂNICOS.....	25
2.8 ARMAZENAMENTO DOS TENDÕES.....	26
2.9 DISPOSITIVOS PARA TESTES MECÂNICOS EM TENDÕES.....	26
3 OBJETIVO.....	28
4 MATERIAL E MÉTODO.....	30
4.1 TIPOS DE FIXAÇÃO.....	31
4.2 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	37
5 RESULTADOS.....	39
6 DISCUSSÃO.....	47
7 CONCLUSÕES.....	52
REFERÊNCIAS.....	53
DOCUMENTOS CONSULTADOS.....	59
APÊNDICES	61

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 – DESENHO EVIDENCIANDO REGIÃO DO OMBRO E RELAÇÕES ANATÔMICAS DA CABEÇA LONGA DO BÍCEPS BRAQUIAL.....	17
FIGURA 2 – FOTOGRAFIA MOSTRANDO DEFORMIDADE ANTERIOR NO BRAÇO CAUSADA POR RETRAÇÃO DISTAL DO TENDÃO DA CABEÇA LONGA DO BÍCEPS BRAQUIAL APÓS RUPTURA.....	20
FIGURA 3 – DESENHO MONTRANDO TÉCNICA DE FROIMSON E OH EM “BURACO DE CHAVE” PARA TENODESE DA CABEÇA LONGA DO BÍCEPS BRAQUIAL NO ÚMERO.....	21
FIGURA 4 – FOTOGRAFIA MOSTRANDO ANATOMIA DO OMBRO OVINO.....	25
FIGURA 5 – FOTOGRAFIA DAS PEÇAS OBTIDAS POR DISSECÇÃO, MANTENDO INSERÇÃO DISTAL DO BÍCEPS NO OSSO CUBITAL (A) E MANGUITO ROTADOR NO ÚMERO (B).....	30
FIGURA 6 – FOTOGRAFIA MOSTRANDO PREPARO DO ÚMERO COM PERFURAÇÕES ÓSSEAS (A), INSERÇÃO DAS ÂNCORAS ÓSSEAS(B) NO SULCO DO BÍCEPS (B) E TIPO DE ÂNCORA USADA (C).....	31
FIGURA 7 – DESENHO (A) E FOTOGRAFIA DE ESPÉCIME (B) MOSTRANDO TÉCNICA DE FIXAÇÃO COM ÂNCORAS ÓSSEAS.....	32
FIGURA 8 – FOTOGRAFIAS MOSTRANDO A TÉCNICA DE FIXAÇÃO COM PARA FUSO DE INTERFERÊNCIA: PERFURAÇÃO UMERAL (A), REPARO DO TENDÃO (B) E TIPO DE PARAFUSO (C).....	32
FIGURA 9 – DESENHO (A) E FOTOGRAFIA DE ESPÉCIME (B) MOSTRANDO TÉCNICA DE FIXAÇÃO COM PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA.....	33
FIGURA 10 – DESENHO (A) E FOTOGRAFIA DE ESPÉCIME (B) MOSTRANDO TÉCNICA DE FIXAÇÃO COM PARTES MOLES.....	34
FIGURA 11 – FOTOGRAFIA MOSTRANDO MÁQUINA UNIVERSAL DE TRAÇÃO MTS 810.....	34

FIGURA 12 – FOTOGRAFIAS MOSTRANDO MONTAGEM FINAL DO MODELO (A), FIXAÇÃO DO ÚMERO COM FIOS DE AÇO TRANSFIXADOS (B) E SENTIDO / EIXO DA TRAÇÃO (SETAS) (C).....	35
FIGURA 13 – FOTOGRAFIA MOSTRANDO OBTENÇÃO DO GRÁFICO DE FORÇA MÁXIMA DE TRAÇÃO E DESLOCAMENTO COM SOFTWARE MTS-TEST STAR II, 790.90, TESTWORKS.....	36
FIGURA 14 – FOTOGRAFIA DE ESPÉCIME MOSTRANDO DESLIZAMENTO DA SUTURA NO TENDÃO POR RASGADURA DURANTE TESTE COM ÂNCORAS ÓSSEAS (SETA).....	41
FIGURA 15 – FOTOGRAFIA DE ESPÉCIME EVIDENCIANDO FALHA NA JUNÇÃO SUTURA-ÂNCORA E NA EXTREMIDADE DO TENDÃO APÓS TESTE COM ÂNCORAS ÓSSEAS (SETA).....	42
FIGURA 16 – FOTOGRAFIA DE ESPÉCIME MOSTRANDO DESLIZAMENTO DO TENDÃO FIXADO COM PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA (SETA).....	42
FIGURA 17 – FOTOGRAFIA DE ESPÉCIME EVIDENCIANDO RUPTURA NA JUNÇÃO MIOTENDINOSA DURANTE ENSAIO COM PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA (SETA).....	43
FIGURA 18 – FOTOGRAFIA DE ESPÉCIME MOSTRANDO FALHA APÓS DESLIZAMENTO DO TENDÃO FIXADO EM PARTES MOLES.....	43
GRÁFICO 1 – VALORES REGISTRADOS PARA PICO MÁXIMO DE FORÇA E DESLOCAMENTO ATÉ FALHA DO SISTEMA.....	36
GRÁFICO 2 – VALORES CENTRAIS DOS DADOS, DISPERSÃO E POSSÍVEIS DADOS DISCREPANTES DA FORÇA MÁXIMA DE TRAÇÃO DA CABEÇA LONGA DO BÍCEPS BRAQUIAL APÓS TENODESE POR ÂNCORAS ÓSSEAS, PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA E EM PARTES MOLES SEM IMPLANTE (n=30).....	40
GRÁFICO 3 – VALORES CENTRAIS DOS DADOS, DISPERSÃO E POSSÍVEIS DADOS DISCREPANTES DA RESISTÊNCIA DA CABEÇA LONGA DO BÍCEPS BRAQUIAL APÓS TENODESE POR ÂNCORAS ÓSSEAS, PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA E EM PARTES MOLES SEM IMPLANTE (N=30).....	40
GRÁFICO 4 – CURVAS DE SOBREVIVÊNCIA ESTIMADAS POR KAPLAN-MEIER PARA FORÇA MÁXIMA DE TRAÇÃO.....	44
GRÁFICO 5 – CURVAS DE SOBREVIVÊNCIA ESTIMADAS POR KAPLAN-MEIER PARA RESISTÊNCIA.....	44

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 –	FORÇA MÁXIMA DE TRAÇÃO DA CABEÇA LONGA DO BÍCEPS BRAQUIAL APÓS TENODESE POR ÂNCORAS ÓSSEAS, PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA E EM PARTES MOLES SEM IMPLANTE (n=30).....	39
TABELA 2 –	RESISTÊNCIA DA CABEÇA LONGA DO BÍCEPS BRAQUIAL APÓS TENODESE POR ÂNCORAS ÓSSEAS, PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA E EM PARTES MOLES SEM IMPLANTE (n=30).....	39
TABELA 3 –	VALORES DO TESTE DE <i>LOGRANK</i> E SEU p-VALOR PARA COMPARAÇÃO ENTRE MÉTODOS QUANTO A FORÇA MÁXIMA DE TRAÇÃO COM DIFERENÇA SIGNIFICATIVA PARA $p < 0,005$	45
TABELA 4 –	VALORES DO TESTE DE <i>LOGRANK</i> E SEU p-VALOR PARA COM- PARAÇÃO ENTRE MÉTODOS QUANTO A RESISTÊNCIA COM DIFERENÇA SIGNIFICATIVA PARA $p < 0,005$	45
TABELA 5 –	RELATOS NA LITERATURA COM VALORES COMPARATIVOS DE FORÇA MÁXIMA DE TRAÇÃO PARA TENODESE DA CABEÇA LONGA DO BÍCEPS ENTRE AS TÉCNICAS COM ÂNCORAS ÓSSEAS, PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA E PARTES MOLES.....	48

LISTA DE ABREVIATURAS

cm	= Centímetro
FMT	= Força máxima de tração
KgN	= Kilograma / Newton
mm	= Milímetro
N	= Newton
PI	= Parafuso de interferência
TCLBB	= Tendão da cabeça longa do bíceps braquial

RESUMO

AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DA FIXAÇÃO DO TENDÃO DA CABEÇA LONGA DO BÍCEPS BRAQUIAL POR 3 TÉCNICAS: MODELO EM OVINOS

Introdução: No tratamento das doenças do tendão da cabeça longa do bíceps braquial, sua fixação no úmero (tenodese) pode ser indicada após secção intra-articular (tenotomia) do mesmo. O método ideal deve permitir mobilização pós-operatória precoce do membro superior sem falha do sistema. Não há consenso na literatura quanto à técnica mais resistente. **Objetivo:** Avaliar biomecanicamente a fixação da cabeça longa do bíceps braquial no úmero com âncoras ósseas, parafuso de interferência e sutura em partes moles, comparando resistência, força máxima de tração e tipos de falha na fixação. **Métodos:** 30 ombros de ovinos frescos foram usados, dividindo-se 3 grupos de 10 para cada técnica. Após fixação, os tendões foram submetidos a tração longitudinal contínua até falha do sistema, obtendo-se força máxima de tração (N) e deslocamento (mm). **Resultados:** A força máxima de tração foi em média $95 \pm 35,3$ N para âncoras ósseas, $152,7 \pm 52,7$ N para parafuso de interferência e $104,7 \pm 23,54$ N para partes moles. Houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$), com parafuso de interferência demonstrando força máxima de tração superior às fixações com âncoras ósseas ($p = 0,00307$) e partes moles ($p = 0,00473$). A resistência com parafuso de interferência também foi superior aos outros 2 métodos ($p = 0,0000127$ e $p = 0,00000295$ respectivamente). Âncoras ósseas e partes moles não tiveram diferença entre si tanto para força máxima de tração quanto para resistência ($p = 0,141$). **Conclusão:** A tenodese da cabeça longa do bíceps braquial com parafuso de interferência é mais resistente quando comparada às técnicas com âncoras ósseas e partes moles. As 2 últimas técnicas não diferem entre si.

Descritores: Bíceps Braquial, Úmero, Dispositivos de Fixação Ortopédica, Mecânica, Tendões

ABSTRACT

BIOMECHANICAL EVALUATION OF THE LONG HEAD OF THE BICEPS *BRAQUII* TENDON FIXED BY 3 TECHNIQUES: A SHEEP MODEL

Introduction: For treatment of the long head of the biceps *braquii* diseases, its fixation into humeral bone (tenodesis) can be indicated after releasing of intrarticular portion (tenotomy). The ideal method must allow early postoperative upper limb mobilization without failure. There is no agreement in the literature about which is the most resistant technique. **Objective:** To evaluate the biomechanical properties of the long head of the biceps *braquii* by fixing it into humeral bone with suture anchors, interference screw and soft tissue suture, comparing strength, highest traction load and mode of fixation failure. **Methods:** 30 fresh-frozen sheep shoulders were used, separated into 3 groups for each technique. After fixation, the tendons were subjected to longitudinal continuous loading, obtaining load-to-failure (N) and displacement (mm). **Results:** The average failure load for suture anchors was 95 ± 35.3 N, 152.7 ± 52.7 N for interference screw and 104.7 ± 23.54 N for soft tissue technique. There was a statistically significant difference ($p < 0.05$), with interference screw demonstrating greater load to failure than suture anchor fixation ($p = 0.00307$) and soft tissue ($p = 0.00473$). The strength of interference screw was also superior comparing to the other 2 methods ($p = 0.0000127$ e $p = 0.00000295$ respectively). Suture anchors and soft tissue technique did not have difference between themselves as for load to failure ($p = 0.9420$) as for strength ($p = 0.141$). **Conclusion:** The tenodesis of the long head of the biceps *braquii* with interference screw is stronger when compared to suture anchors and soft tissue techniques. The last 2 techniques do not have difference between themselves.

Keywords: Biceps *braquii*, Humerus, Fixation orthopedic devices, Mechanic, Tendons

1 INTRODUÇÃO

Afecções do tendão da cabeça longa do bíceps braquial (TCLBB) são causas frequentes de dor no ombro. Seu tratamento deve ser conservador (analgésicos, anti-inflamatórios, fisioterapia, etc.), porém nos casos sem sucesso, a cirurgia é indicada. O procedimento preconizado é a tenotomia da cabeça longa do bíceps (secção do tendão ao nível de sua inserção junto à cavidade glenoidal) associada ou não à tenodese da cabeça longa do bíceps (fixação do tendão na região do sulco do bíceps no úmero) (BURKHEAD et al., 1998; OZALAY et al., 2005).

A tenodese tem sido sugerida como vantajosa sobre tenotomia isolada por manter a relação comprimento/tensão, manter força de flexão e supinação do cotovelo e prevenir atrofia, dor no local e deformidade estética (MARIANI et al., 1988; AHMAD, ELATTRACHE, 2003; KOENIG et al., 2004; KELLY et al., 2005).

Recentes avanços permitiram a realização da tenodese preferencialmente por via artroscópica (cirurgia por vídeo através de pequenas incisões) que, apesar de promover resultados semelhantes à cirurgia aberta, oferece vantagens como: incisão cirúrgica e dor pós-operatória menores, preservação do músculo deltóide e retorno precoce às atividades (BURKHEAD et al., 1998).

Dos métodos artroscópicos de fixação, os mais frequentemente usados são: âncoras ósseas, parafuso de interferência ou sutura em partes moles sem uso de implante (CHAMS, SNYDER, 1999; BOILEAU et al., 2002; GARTSMAN, HAMMERMAN, 2000; KLEPPS et al., 2002; SEKIYA et al., 2003; ROMEO et al., 2004; LO, BURKHART, 2004; KIM, YOO, 2005; VERMA et al., 2005; CASTAGNA et al., 2006; CHECCHIA et al., 2007).

A mobilização pós-operatória precoce do membro superior, importante para recuperação, pode por em risco a tenodese, com possível soltura do tendão. Para evitá-la, o sistema de maior resistência deve ser utilizado. Outro aspecto está relacionado ao maior custo na realização do procedimento com uso de implantes, sendo mais barato quando usada técnica em partes moles (BURKHEAD et al., 1998).

O esclarecimento quanto ao método mais resistente justificaria o uso ou não de implantes, com melhor custo-benefício na escolha da técnica. Dentre os métodos de fixação citados acima, não há consenso na literatura sobre qual apresenta maior

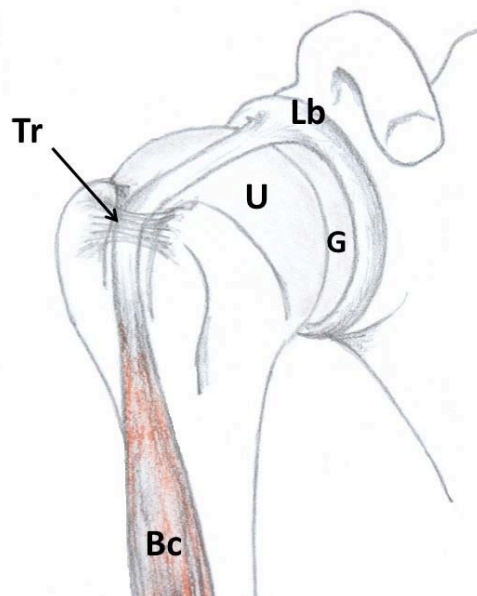
resistência (JAYAMOORTHY et al., 2004; OZALAY et al., 2005; MAZZOCCA et al., 2005; RICHARDS, BURKHART, 2005; WOLF et al., 2005; KILICOGLU et al., 2005; KUSMA et al., 2008; GOLISH et al., 2008; LOPEZ-VIDRIERO et al., 2010).

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 ANATOMIA E FUNÇÃO

O TCLBB se origina no tubérculo supraglenoidal na região superior da cavidade glenoidal do ombro, juntamente com o lábio glenoidal superior. Em sua trajetória horizontal, percorrendo em média 34,5 mm sobre a cabeça do úmero no sentido lateral, é considerada estrutura articular apesar de ser envolvido por membrana sinovial. Distalmente, ao ultrapassar a superfície articular da cabeça do úmero, inicia seu trajeto inferior, tornando-se extra-articular. Percorre o sulco intertubercular do úmero (sulco do bíceps) passando sob o ligamento transverso em direção aos terços proximal e médio do úmero até sua junção miotendinosa, unindo-se ao ventre da cabeça curta do bíceps. Distalmente os 2 ventres formam o tendão do bíceps braquial para inserção na tuberosidade do rádio. Sua extensão atinge em média 9 cm e seu diâmetro varia de 5 a 6 mm. Para sua estabilização no sulco, os ligamentos coracoumeral e transversos do úmero são as principais estruturas. (BURKHEAD et al., 1998) (Figura 1).

FIGURA 1 – DESENHO EVIDENCIANDO REGIÃO DO OMBRO E RELAÇÕES ANATÔMICAS DO TENDÃO DA CABEÇA LONGA DO BÍCEPS BRAQUIAL



Nota: Bc = Cabeça longa do bíceps braquial, Lb = Lábio glenoidal, U = Úmero, G = Cavidade glenoidal, Tr = Ligamento transversos do úmero

Variações são descritas na literatura, principalmente em sua origem no lábio glenoidal (LUCIANO et al., 2004). HYMAN e WARREN em 2001 observaram sua origem extra-articular e LANG et al. em 2008, direto do manguito rotador (HYMAN, WARREN, 2001; LANG et al., 2008). Também foram descritos casos de ausência congênita do TCLBB (GHALAYINI et al., 2007).

A função primária do TCLBB é exercida no cotovelo com flexão e supinação, em sinergismo com a cabeça curta do bíceps. Sua atividade específica na articulação do ombro foi melhor entendida com estudos biomecânicos e eletromiográficos que demonstraram contribuição na estabilidade do mesmo: age como depressor da cabeça do úmero, aumenta resistência de torção quando ombro está em posição de abdução associada a rotação lateral e restringe translações anterior e inferior aliviando tração e sobrecarga do ligamento glenoumeral inferior que é o principal estabilizador do ombro (BASMAJIAN et al., 1957; KUMAR et al., 1989; RODOSKY et al., 1994; WARNER, MCMAHON, 1995; PAGNANI et al., 1996).

2.2 EPIDEMIOLOGIA E CLASSIFICAÇÃO

As primeiras descrições de afecções envolvendo o TCLBB referiam apenas casos de luxação traumática. Na década de 50 o fator degenerativo pela idade foi evidenciado como causa de dor, evoluindo para processo inflamatório. A partir desta época, dor no TCLBB passou a ser diagnóstico diferencial relevante (BURKHEAD et al., 1998; DEPALMA, 1950).

Alterações do TCLBB podem ser classificadas em degenerativas, inflamatórias, mecânicas e traumáticas ou lesões relacionadas à prática esportiva. Embora doença isolada possa ocorrer, é comum associar-se às alterações do manguito rotador (estrutura formada pelos tendões dos músculos supra-espal, infra-espal, redondo menor e subescapular) ou lábio glenoidal (AHRENS, BOILEAU, 2007).

O grau de lesão varia de acordo com a alteração anatômica, podendo haver: tendinites, ruptura parcial de suas fibras, subluxação medial ou luxação completa do sulco intertubercular do úmero. Casos crônicos com alterações degenerativas podem evoluir para ruptura completa espontânea por contração repentina contra resistência, associada a flexão e supinação do cotovelo. Esta situação é freqüente quando existe combinação com lesão extensa do manguito rotador. Nestes casos

ocorre melhora evidente no quadro doloroso, sendo citado como “efeito analgésico da ruptura espontânea do TCLBB” (WALCH et al., 2005).

A ruptura ocorre principalmente próximo à origem proximal na cavidade glenoidal ou ao nível do sulco intertubercular do úmero (BURKHEAD et al., 1998).

Fatores de risco incluem idade avançada, corticoterapia prolongada, hipercolesterolemia, gota, artrite reumatóide, lúpus eritematoso sistêmico, insuficiência renal crônica, diabetes melito, transplante renal e antibioticoterapia com fluorquinolonas (CAMPOS et al., 2006). Acima de 50 anos de idade ocorrem alterações macroscópicas evidentes com comprometimento parcial ou completo do TCLBB com incidência variando de 13,8% a 40% (OESTERN et al., 1993; MURTHI et al., 2000).

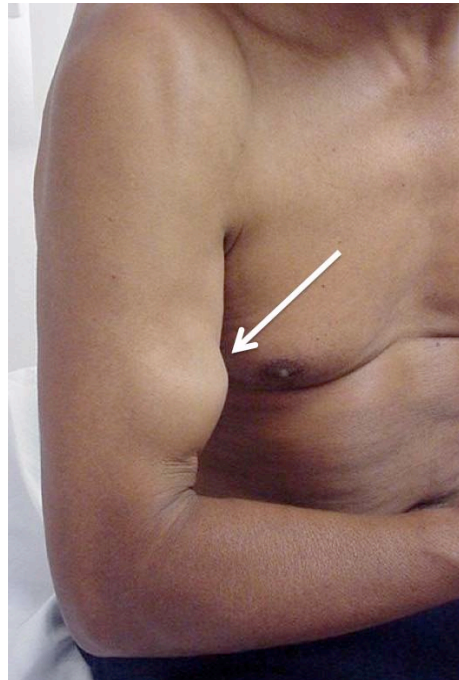
2.3 TRATAMENTO

As lesões inflamatórias (tendinites) do TCLBB são tratadas geralmente com sucesso através de repouso, medicação (analgésicos e anti-inflamatórios não-hormonais) e medidas fisioterápicas. Nos casos refratários, instabilidade, processos inflamatórios ou degenerativos crônicos, com alterações na estrutura do tendão (rupturas parciais envolvendo mais de 25% a 50% de seu diâmetro) o tratamento cirúrgico pode ser necessário. A cirurgia consiste na secção da porção intra-articular do TCLBB ao nível do lábio glenoidal, procedimento denominado tenotomia. A tenodese, que consiste na fixação do tendão na região do sulco do bíceps, pode ou não ser associada (BURKHEAD et al., 1998).

Mesmo associada a outras lesões, principalmente do manguito rotador, a ruptura espontânea ou tenotomia isolada do TCLBB melhoram a função e diminuem a dor na maioria dos pacientes (WALCH et al., 2005; BOILEAU et al., 2007). Nestes casos a retração distal do tendão pode ocorrer. Esta situação pode produzir deformidade estética na região anterior do braço (conhecida como “Sinal do Popeye” em analogia ao personagem de desenho animado) podendo gerar insatisfação, principalmente pelos pacientes mais jovens e/ou magros (Figura 2). Além do fator estético, alguns pacientes podem apresentar diminuição nas forças de supinação e flexão do cotovelo ou queixas persistentes de dor, estalidos ou crepitações no braço aos esforços, podendo também comprometer resultado funcional. Recomenda-se, portanto, associação da tenodese após tenotomia nos pacientes com estas

características morfológicas ou àqueles com maior demanda funcional (MARIANI et al., 1988; AHMAD, ELATTRACHE, 2003; KOENIG et al., 2004; KELLY et al., 2005).

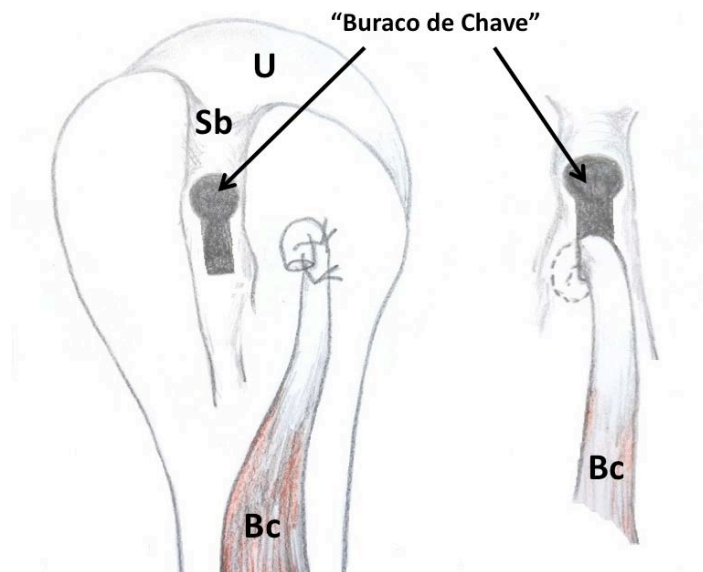
FIGURA 2 – FOTOGRAFIA MOSTRANDO DEFORMIDADE ANTERIOR NO BRAÇO CAUSADA POR RETRAÇÃO DISTAL DO TENDÃO DA CABEÇA LONGA DO BÍCEPS BRAQUIAL APÓS RUPTURA



A tenodese do TCLBB foi popularizada por HITCHCOCK e BECHTOL em 1948, com a fixação do tendão no sulco do bíceps, após levantamento periosteal. Mesmo demonstrando bons resultados, foram observadas falhas na fixação. (HITCHCOCK, BECHTOL, 1948).

Outros métodos de fixação surgiram com objetivo de aumentar a resistência e eficácia. A técnica em “buraco de chave”, descrita por FROIMSON e OH em 1975, através de acesso deltopeitoral com inserção do tendão espessado dentro de orifício feito no úmero (confecção de sutura em novelo no coto tendinoso), foi amplamente divulgada com bons resultados clínicos, permitindo movimentação precoce no pós-operatório (FROIMSON, OH, 1975) (Figura 3).

FIGURA 3 – DESENHO MOSTRANDO TÉCNICA DE FROIMSON E OH EM “BURACO DE CHAVE” PARA TENODESE DA CABEÇA LONGA DO BÍCEPS BRAQUIAL NO ÚMERO



Nota: Bc = Cabeça longa do bíceps braquial, Sb = Sulco do bíceps, U = Úmero

A partir dos anos 80, com advento da técnica por videoartroscopia, lesões do TCLBB foram observadas com maior frequência, principalmente pela visão direta da sua porção articular, facilitando o diagnóstico. Com melhora na curva de aprendizado, tecnologia do material cirúrgico e implantes, o tratamento artroscópico no ombro foi substituindo progressivamente a necessidade de cirurgia aberta, com resultados similares, porém com vantagens como: menor incisão cirúrgica, menos dor pós-operatória, preservação do músculo deltóide e retorno precoce às atividades (BURKHEAD et al., 1998).

O sucesso cada vez maior do reparo artroscópico das lesões do manguito rotador criou também a necessidade de se tratar o bíceps pela mesma via, sem necessidade de incisão complementar (CHECCHIA et al., 2005).

2.4 TÉCNICAS ARTROSCÓPICAS PARA FIXAÇÃO DO TENDÃO DA CABEÇA LONGA DO BÍCEPS BRAQUIAL

As principais técnicas descritas para fixação por artroscopia são:

1. Fixação do tendão no sulco intertubercular com implantes tipo âncoras ósseas, duas em média (CHAMS, SNYDER, 1999; GARTSMAN, HAMMERMAN, 2000; NORD et al., 2005).

2. Fixação do tendão no sulco intertubercular com parafusos de interferência (PI), metálicos ou bioabsorvíveis (BOILEAU et al., 2002; KLEPPS et al., 2002; ROMEO et al., 2004; LO, BURKHART, 2004; KIM, YOO, 2005; CHECCHIA et al., 2007).

3. Fixação do tendão em tecidos moles. A maioria descreve sutura do TCLBB no tendão supra-espinal do manguito rotador (CASTAGNA et al., 2006; SEKIYA et al., 2003).

A transposição e fixação do TCLBB no tendão conjunto também é descrita como método em partes moles (VERMA et al., 2005; MA et al., 2009).

Outras técnicas foram descritas com associação da fixação com âncoras ósseas envolvendo a mesma sutura no tendão supra-espinal (CHECCHIA et al., 2005; MOROS et al., 2008; FRANCESCHINI et al., 2008).

Alguns autores combinaram técnicas artroscópicas e abertas com auxílio de pequeno acesso cirúrgico, fixando tendão pelos métodos descritos previamente (FROIMSON, OH, 1975; WILEY et al., 2004; RICHARDS, BURKHART, 2004; MAZZOCCA et al., 2005; PROVENCHER et al., 2008).

2.5 COMPARAÇÃO BIOMECÂNICA ENTRE TÉCNICAS DE FIXAÇÃO

A literatura demonstra variação de resistência entre as técnicas diferentes de fixação. Os primeiros estudos biomecânicos foram realizados nas fixações tendinosas ao redor do joelho com PI, já que o implante foi desenvolvido para esta articulação. Os resultados encontrados de força máxima de tração (FMT) variam de 240 Newtons (N) a 530 N, dependente principalmente de variações na densidade óssea, tipo do parafuso, seu diâmetro e comprimento. (WEILER et al., 1998;

CARBON et al., 1998; STADELMAIER et al., 1999; BRAND et al., 2000; WEILER et al., 2000;).

Estudos investigando fixação com âncoras ósseas demonstraram grande variação na FMT (entre 70 e 180 N), porém foram realizados em tendões do manguito rotador (BARBER et al., 2003).

Comparações biomecânicas realizadas especificamente para o TCLBB são recentes. Com tendão flexor superficial dos dedos de ovelhas frescas submetido a tensionamento cíclico em ensaios com 3 métodos diferentes, o tipo “buraco de chave” demonstrou ser mais resistente (FMT em média 303 N) comparado ao PI em material titânio (210 N), porém sem diferença se comparado ao mesmo parafuso em material bioabsorvível (FMT em média 234 N), composto de ácido polilático (JAYAMOORTHY et al., 2004).

Comparando-se 4 métodos de tenodese do bíceps de ovelhas frescas, o PI em titânio foi mais resistente (FMT em média 330,2 N), seguido pelo túnel ósseo associado à sutura com fios não absorvíveis (229,9 N) e ancoragem óssea (129 N). A fixação menos resistente foi no tipo “buraco de chave”, com FMT em média 101,7 N (OZALAY et al., 2005).

Ensaio em cadáveres humanos frescos comparando-se 4 técnicas: intraóssea com sutura não absorvível, PI inserida de maneira artroscópica ou aberta e técnica com 2 âncoras ósseas, não tiveram diferença estatística com relação a FMT, porém, quando submetidas ao tensionamento cíclico, o tipo intraóssea foi superior (MAZZOCCA et al., 2005).

Fixação com PI bioabsorvível foi superior à ancoragem dupla em cadáveres humanos frescos, com FMT em média 233,5 N e 135,5 N respectivamente, havendo diferença estatística (RICHARDS, BURKHART, 2005). A mesma superioridade foi demonstrada quando comparada com ancoragem simples (GOLISH et al., 2008). Quando comparada às técnicas de fixação com túnel ósseo, “buraco de chave”, âncoras e parafuso com arroela em ensaios com suínos, também apresentou maior resistência tanto para tração cíclica quanto contínua (KUSMA et al., 2008).

Em estudo com cadáveres humanos a comparação da técnica com 2 âncoras e sutura em partes moles demonstrou não haver diferença entre resistência (15,9 e 13,3 N/mm respectivamente) e FMT (média de 175 e 142 N), sendo que a qualidade do tendão foi o fator mais importante (LOPEZ-VIDRIERO et al., 2010).

Levando-se em consideração o tempo de cicatrização decorrido após fixação, estudo *in vivo* em ovelhas demonstrou que a FMT foi equivalente quando comparados: túnel ósseo, PI bioabsorvível e âncoras ósseas (dia zero, 3, 6 e 9 semanas após fixação). Houve diferença estatística em relação ao tempo de cicatrização apenas com método PI, elevando FMT de 164 N no dia zero para 419 N na terceira semana. Nas outras técnicas a força foi superior apenas após cicatrização com 6 semanas (KILICOGLU et al., 2005).

Na tenotomia isolada em cadáveres humanos submetida a tração sem fixação do tendão, a força necessária para retração distal foi em média 110,7 N. A migração ocorreu em 40% dos ensaios submetidos a tensionamento cíclico prévio. Quando fixado com PI bioabsorvível a FMT foi em média 310,8 N (WOLF et al., 2005). AHMAD et al. (2007) estudou a força necessária para migração do tendão após secção na sua inserção, observando em média força de 21,6 N para tendões normais e 33,03 N para tendões mais espessados com características degenerativas (AHMAD et al., 2007). Com trabalho semelhante, BRADBURY et al. (2008) observou migração distal aplicando-se força média de 25 N quando apenas seccionava o tendão sem fixá-lo. Mesmo preservando porção do lábio glenoidal no coto do tendão deixando-o mais espesso, a FMT foi em média 73,2 N (BRADBURY et al., 2008). Estes relatos reforçam a grande possibilidade da migração do tendão quando se realiza apenas tenotomia, devendo haver preocupação em se associar tenodese considerando-se o perfil do paciente.

2.6 FORÇA SUPORTADA PELO TENDÃO

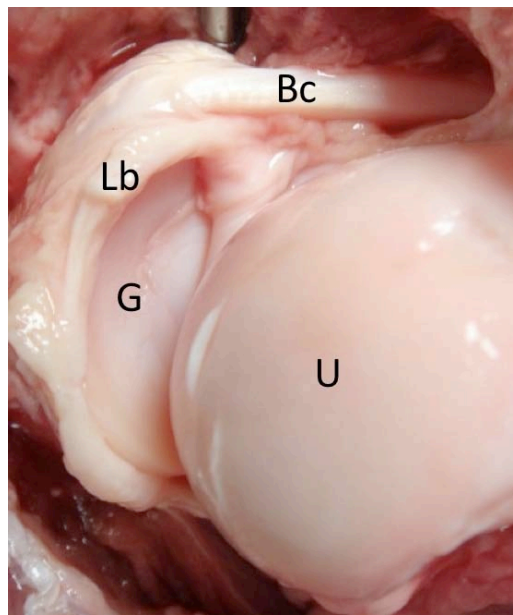
Para manter o cotovelo em 90° de flexão, a força aplicada aos flexores é estimada em 52 N. Para suportar peso de 1 Kg a mesma é 110 N (NORDIN, FRANKEL, 2001).

Nas posições em abdução e rotação lateral do ombro, a força necessária para produzir ruptura do complexo bíceps-lábio glenoidal superior é 289 ± 39 N (KUHN et al., 2003).

2.7 TENDÃO UTILIZADO PARA TESTES MECÂNICOS

Investigações experimentais evidenciaram que a anatomia do ombro no carneiro é a que mais assemelha à do ser humano. Para estudos envolvendo problemas no manguito rotador e/ou TCLBB, esta espécie seria a mais adequada (GERBER et al., 1994) (Figura 4).

FIGURA 4 – FOTOGRAFIA MOSTRANDO ANATOMIA DO OMBRO OVINO



Nota: Bc = Bíceps, Lb = Lábio glenoidal, U = Úmero, G = Cavidade glenoidal

O TCLBB no carneiro pode ser isolado usando-se os mesmos parâmetros anatômicos que no ombro humano. O tendão flexor superficial dos dedos também pode ser usado apresentando maior comprimento (JAYAMOORTHY et al., 2004).

2.8 ARMAZENAMENTO DOS TENDÕES

Ensaio mecânicos são realizados geralmente após descongelamento dos tendões. O armazenamento das peças entre o preparo e o teste pode ser realizado de várias maneiras visando preservar as propriedades biomecânicas dos mesmos. Os métodos mais usados são o congelamento ou aplicação de soluções como: formaldeído, formalina, nitrogênio líquido, liofilização ou solução isotônica de cloreto de sódio. (VIEGAS et al., 2003).

Tendões de gatos frescos e congelados tiveram suas propriedades comparadas, observando-se diminuição do módulo de elasticidade após congelamento, sem alterações nas propriedades mecânicas dos tendões frescos (MATTHEWS, ELLIS, 1968).

2.9 DISPOSITIVOS PARA TESTES MECÂNICOS EM TENDÕES

A maioria dos ensaios mecânicos com tendões necessita de garras que suportem tração sem permitir deslizamento. Pela variação dos tipos e tamanhos, são necessários medidas e formato específicos para cada tendão. Normalmente se mantém inserção óssea em uma das extremidades do tendão facilitando sua fixação, necessitando garras na extremidade oposta (ENDO et al., 2007).

3 OBJETIVO

Este trabalho tem como objetivo comparar a fixação do tendão da cabeça longa do bíceps braquial no úmero, realizada por 3 técnicas (âncoras ósseas, parafuso de interferência e sutura em partes moles) com relação a:

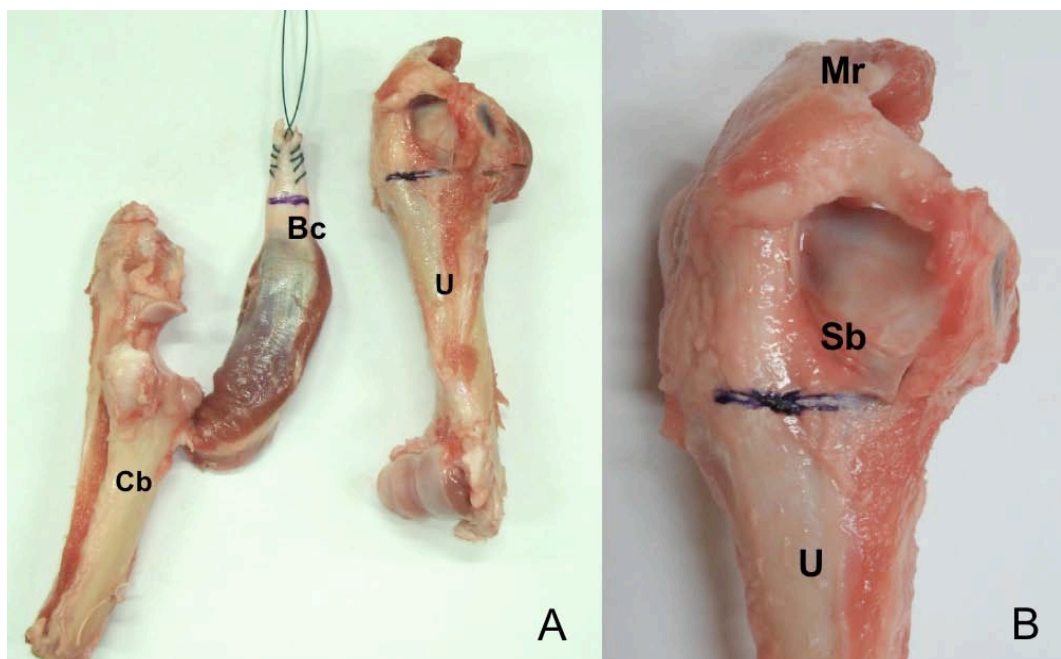
1. resistência na fixação;
2. força máxima de tração;
3. falha do sistema;

4 MATERIAL E MÉTODO

Após aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa SESA/HT do Hospital do Trabalhador da Universidade Federal do Paraná (ANEXO 1), foram adquiridos 30 espécimes de ombro frescos de ovinos da raça Textel, esqueleticamente imaturos, com idade variando entre 6 e 12 meses, de uma empresa comercial especializada. As peças foram congeladas imediatamente após abate, sendo mantidas à temperatura de -20° Celsius até 24 horas antes do preparo. Posteriormente, as peças foram descongeladas em temperatura ambiente para serem submetidas à tenodese.

Foram preparadas com dissecação do osso umeral, sendo preservados apenas o bíceps e a porção anterior do manguito rotador inserida no tubérculo maior do úmero. O tendão proximal do bíceps foi seccionado junto ao lábio glenoidal na porção superior da cavidade glenoidal (osso escapular), mantendo sua inserção distal no osso cubital (Figura 5).

FIGURA 5 – FOTOGRAFIA DAS PEÇAS OBTIDAS POR DISSECÇÃO, MANTENDO INSERÇÃO DISTAL DO BÍCEPS NO OSSO CUBITAL (A) E MANGUITO ROTADOR NO ÚMERO (B)



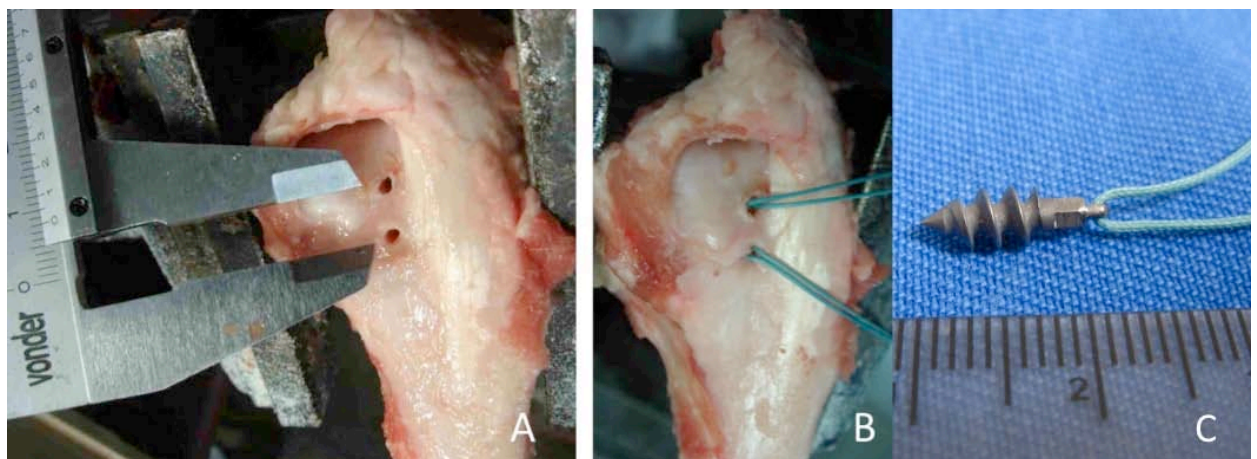
Nota: Cb = Osso cubital, Bc = Bíceps, Sb = Sulco do bíceps, U = Úmero, Mr = Manguito rotador

4.1 TIPOS DE FIXAÇÃO

Os espécimes foram divididos em 3 grupos de 10, conforme o tipo de tenodese realizada, sendo descongeladas 10 peças de cada vez, com intervalo de 15 dias entre cada ensaio:

1. Tenodese com âncoras ósseas: após confecção de 2 orifícios na região metafisária umeral (sulco do bíceps), 2 âncoras ósseas de modelo rosqueadas em material titânio, com diâmetro de 4.0 mm, montadas com 1 fio de Ethibond 2[®] (poliéster trançado) foram inseridas com distância de 5 mm entre as mesmas (Figura 6).

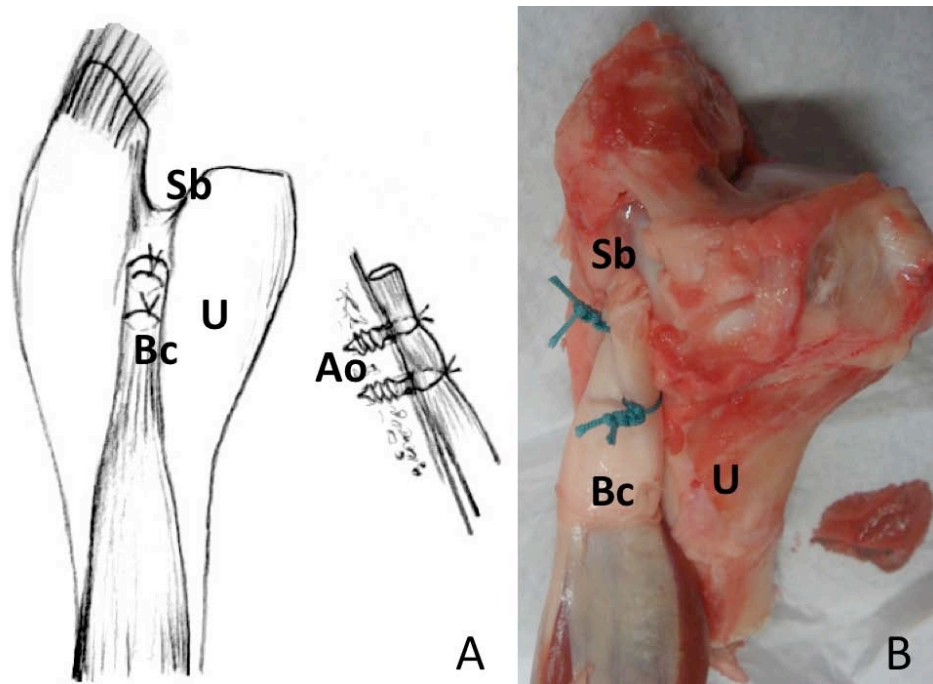
FIGURA 6 – FOTOGRAFIAS MOSTRANDO PREPARO DO ÚMERO COM PERFURAÇÕES ÓSSEAS (A), INSERÇÃO DAS ÂNCORAS NO SULCO DO BÍCEPS (B) E TIPO DE ÂNCORA USADA (C)



Em seguida o tendão do bíceps foi fixado no úmero (Figura 7).

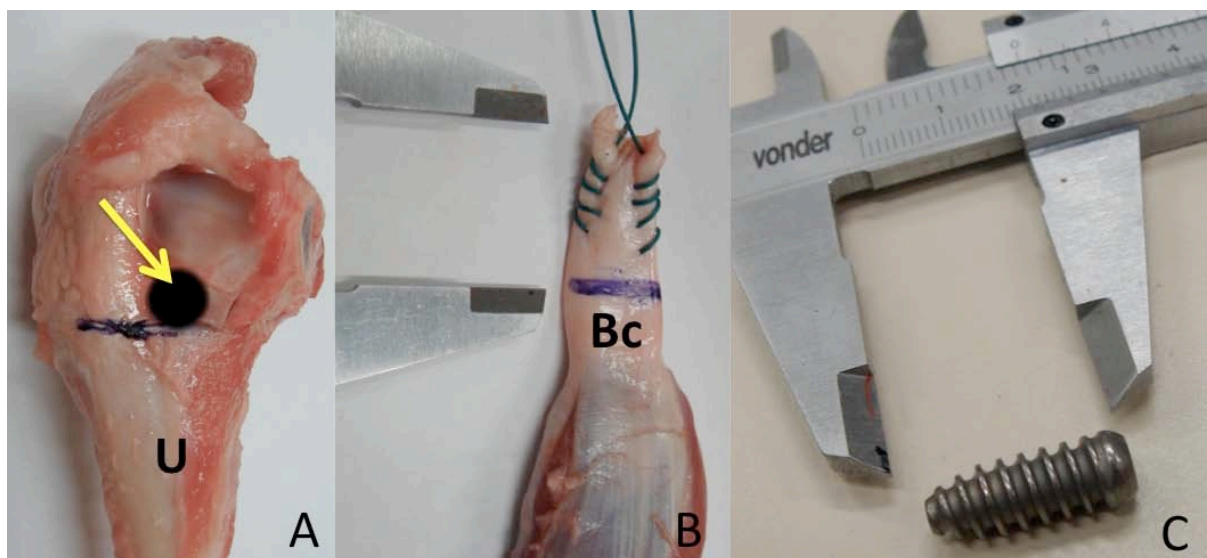
2. Tenodese com parafuso de interferência (PI): realizada perfuração na região metafisária umeral (sulco do bíceps) a distância de 2 cm do ápice da cabeça umeral com broca óssea correspondente ao diâmetro e comprimento do parafuso (7 x 20 mm). A extremidade livre do tendão foi reparada através de sutura contínua com fio tipo Ethibond 2[®] e inserida no orifício umeral para fixação com PI, paralelo às fibras do tendão (Figuras 8 e 9). Durante inserção do parafuso o tendão foi mantido em tração contra cortical oposta através da transfixação prévia do fio de reparo com fio guia de aço fenestrado para mantê-lo dentro do orifício ósseo.

FIGURA 7 – DESENHO (A) E FOTOGRAFIA DE ESPÉCIME (B) MOSTRANDO TÉCNICA DE FIXAÇÃO COM ÂNCORAS ÓSSEAS



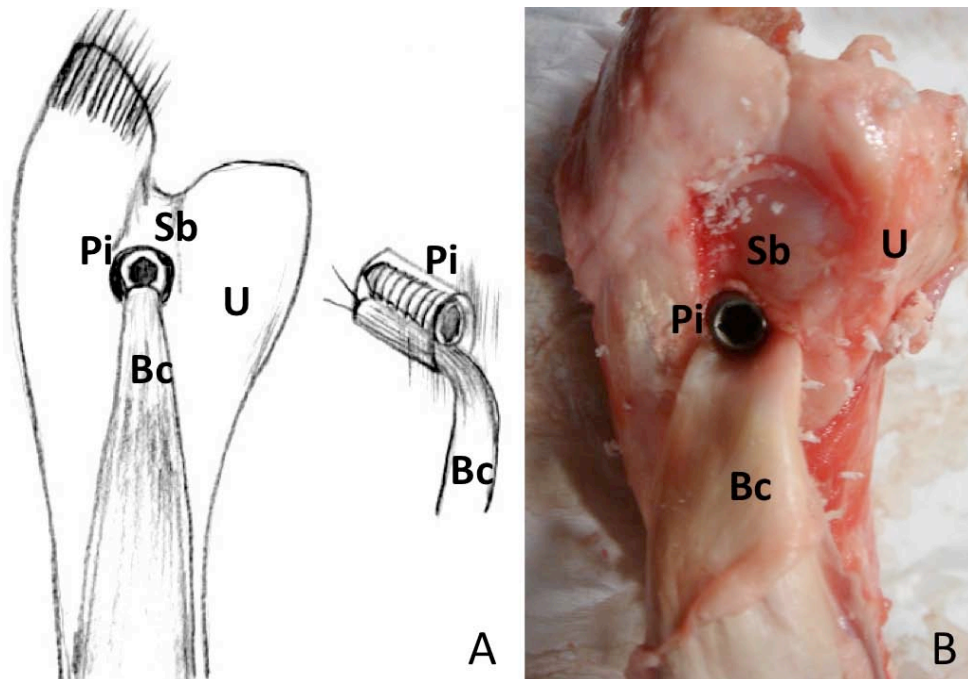
Nota: Ao = Âncoras ósseas, Bc = Bíceps, Sb = Sulco do bíceps, U = Úmero

FIGURA 8 – FOTOGRAFIAS MOSTRANDO A TÉCNICA DE FIXAÇÃO COM PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA: PERFURAÇÃO UMERAL (SETA)(A), REPARO DO TENDÃO (B) E TIPO DE PARAFUSO (C)



Nota: Bc = Bíceps, U = Úmero, Seta = Perfuração umeral

FIGURA 9 – DESENHO (A) E FOTOGRAFIA DE ESPÉCIME (B) MOSTRANDO TÉCNICA DE FIXAÇÃO COM PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA



Nota: Bc = Bíceps, Sb = Sulco do bíceps, Pi = Parafuso de interferência, U = Úmero

3. Tenodese do bíceps em partes moles: a sutura do tendão bicipital foi realizada na porção remanescente do manguito rotador mantida no tubérculo maior do úmero, com 3 pontos simples de fios tipo Ethibond 2[®] (Figura 10).

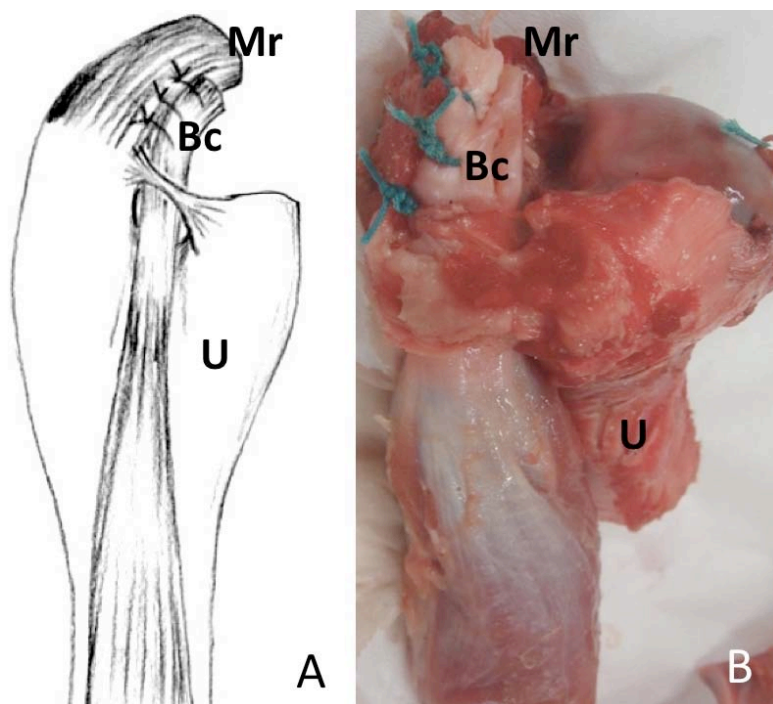
Os implantes foram obtidos através de doação por empresa especializada, não havendo conflito de interesses para deste trabalho (ANEXO 2).

As medições foram realizadas com paquímetro metálico de precisão (150 mm – 6”) marca Vonder[®].

Após preparo cirúrgico o material foi encaminhado ao Laboratório de Biomecânica da UTFPR (Universidade Tecnológica Federal do Paraná) para ensaio.

Para tração axial foi utilizada máquina hidráulica universal de ensaios de tração MTS 810 (100 KgN), com segundo atuador (MTS 242.02) adaptado com célula de carga de 10KgN, modelo 661.19F-02 da MTS Systems Corporation com capacidade para 10KN , aplicando-se 5 mm/minuto de velocidade (Figura 11).

FIGURA 10 – DESENHO (A) E FOTOGRAFIA DE ESPÉCIME (B) MOSTRANDO TÉCNICA DE FIXAÇÃO EM PARTES MOLES



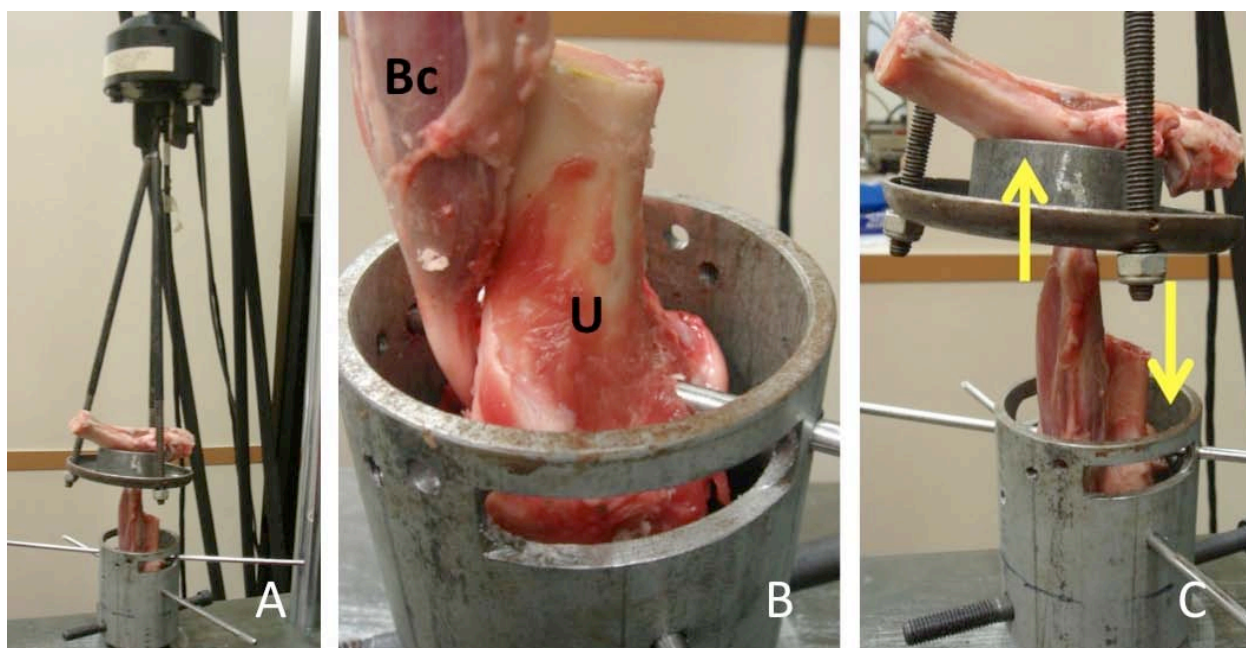
Nota: Bc = Bíceps, Mr = Manguito rotador, U = Úmero

FIGURA 11 – FOTOGRAFIA MOSTRANDO MÁQUINA UNIVERSAL DE TRAÇÃO MTS 810



Os modelos foram montados de maneira que a tração fosse exercida no sentido longitudinal aos eixos do tendão e úmero, simulando sentido normal da contração pelo bíceps. Foram desenvolvidos dispositivos em ferro adaptados na máquina de tração para fixação nas extremidades do espécime. Na parte superior o osso cubital foi apoiado na peça com o tendão passando através de orifício central. Para estabilização inferior um adaptador cilíndrico foi fixado na mesa de tração. Esta peça apresentava perfurações laterais, para estabilização do úmero no seu interior com 2 fios de aço de diâmetro resistente (5 mm) transfixados de maneira cruzada na região metafisária. A distância entre as extremidades variou de acordo com o comprimento do conjunto músculo/tendão. Para melhor adaptação na montagem o comprimento do úmero foi cortado ao nível do terço médio (Figuras 12).

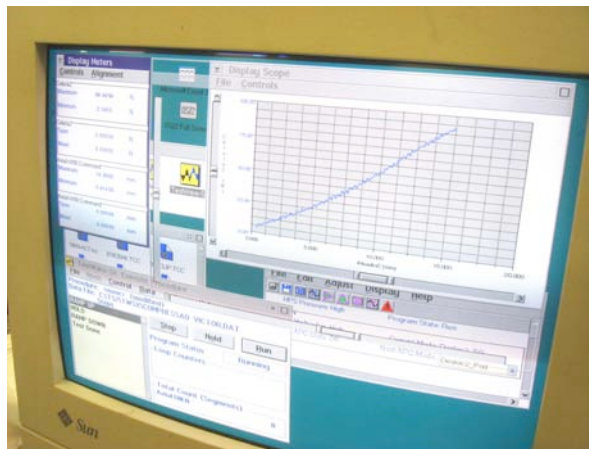
FIGURA 12 – FOTOGRAFIAS MOSTRANDO MONTAGEM FINAL DO MODELO (A), FIXAÇÃO DO ÚMERO COM FIOS DE AÇO TRANSFIXADOS (B) E SENTIDO / EIXO DA TRAÇÃO (SETAS) (C)



Nota: Bc = Bíceps, U = Úmero, Setas = Sentido da tração

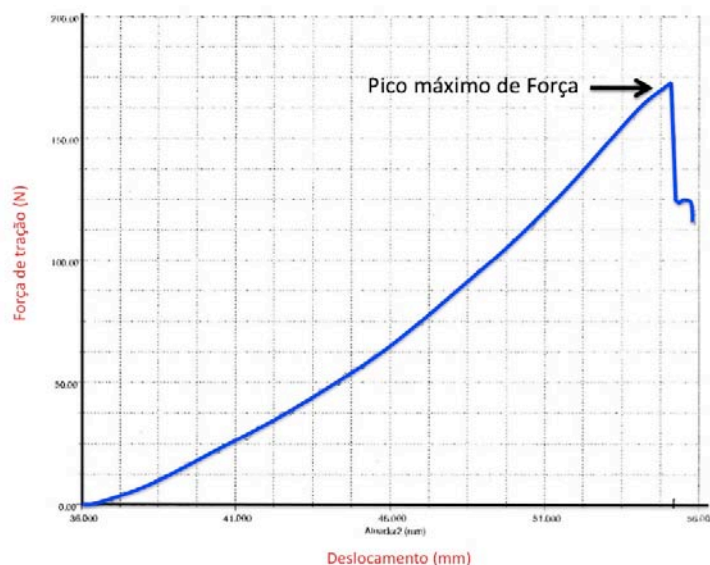
Com auxílio do software MTS-Test Star II, 790.90, Testworks – 1994 foram obtidos gráficos com força máxima de tração (Newtons) até a falha do sistema (Figura 13).

FIGURA 13 – FOTOGRAFIA MOSTRANDO OBTENÇÃO DO GRÁFICO DE FORÇA MÁXIMA DE TRAÇÃO E DESLOCAMENTO COM SOFTWARE MTS-TEST STAR II, 790.90, TESTWORKS



Força máxima de tração (FMT) foi considerada como a força necessária para rompimento da fixação (falha do sistema), obtida com pico máximo da curva, representada pelo eixo vertical do gráfico. A falha do sistema foi considerada no momento em que o sistema perdeu resistência à tração, seja por deslizamento do tendão, soldura ou ruptura da fixação, mesmo não havendo separação completa do sistema tendão-osso. O deslocamento até falha foi representado pelo eixo horizontal. A resistência foi calculada pela divisão da FMT sobre deslocamento (Gráfico 1).

GRÁFICO 1 – VALORES REGISTRADOS PARA PICO MÁXIMO DE FORÇA E DESLOCAMENTO ATÉ FALHA DO SISTEMA



Nota: Gráfico obtido no ensaio 15 com parafuso de interferência

4.2 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os resultados foram submetidos à análise com estimador não-paramétrico de *Kaplan-Meier* para função de sobrevivência, comparando-se o intervalo de 95% de confiança para probabilidade do sistema não falir até determinada força para cada método de fixação (força máxima de tração e resistência). Para evidência quantitativa foi utilizado teste de significância de *Logrank*, com cálculo do p-valor (significativo para $p < 0,05$).

Os testes foram realizados com os programas Microsoft® Excel XP e Origin Pro® 6.1. Para análise estatística e ajuste dos modelos de sobrevivência / confiabilidade foi utilizado o software estatístico R que é livre e de código aberto (COLOSIMO, GIOLO, 2006).

5 RESULTADOS

Os valores encontrados de FMT e deslocamento para cada ensaio e detalhes do mecanismo de falha estão demonstrados no Apêndice 1. Os resultados com valores máximo, mínimo e média de FMT e resistência para os 3 métodos estão descritos em tabelas (Tabelas 1 e 2). Gráficos com os mesmos valores são demonstrados no Apêndice 2.

TABELA 1 – FORÇA MÁXIMA DE TRAÇÃO DA CABEÇA LONGA DO BÍCEPS BRAQUIAL APÓS TENODESE POR ÂNCORAS ÓSSEAS, PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA E EM PARTES MOLES SEM IMPLANTE (n=30)

	Âncoras ósseas	Parafuso de interferência	Partes moles
Média	95 N	152,7 N	104,7 N
Máximo	156 N	212 N	145 N
Mínimo	50 N	57 N	75,9 N
DP	35,3 N	52,7 N	23,5 N

Nota: n = Número de testes, DP = Desvio-padrão, N = Newton

TABELA 2 – RESISTÊNCIA DA CABEÇA LONGA DO BÍCEPS BRAQUIAL APÓS TENODESE POR ÂNCORAS ÓSSEAS, PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA E EM PARTES MOLES SEM IMPLANTE (n=30)

	Âncoras ósseas	Parafuso de interferência	Partes moles
Média	4,7 N/mm	9,9 N/mm	4,1 N/mm
Máximo	7,7 N/mm	13,9 N/mm	5,6 N/mm
Mínimo	2,8 N/mm	6,4 N/mm	3,2 N/mm
DP	1,5 N/mm	2,3 N/mm	0,6 N/mm

Nota: n = Número de testes, DP = Desvio-padrão, N/mm = Newton/milímetros

Os valores centrais dos dados, dispersão e possíveis dados discrepantes, são mostrados nos gráficos Box-Plot para as mesmas variáveis (Gráficos 2 e 3).

GRÁFICO 2 – VALORES CENTRAIS DOS DADOS, DISPERSÃO E POSSÍVEIS DADOS DISCREPANTES DA FORÇA MÁXIMA DE TRAÇÃO DA CABEÇA LONGA DO BÍCEPS BRAQUIAL APÓS TENODESE POR ÂNCORAS ÓSSEAS, PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA E EM PARTES MOLES SEM IMPLANTE (n=30)

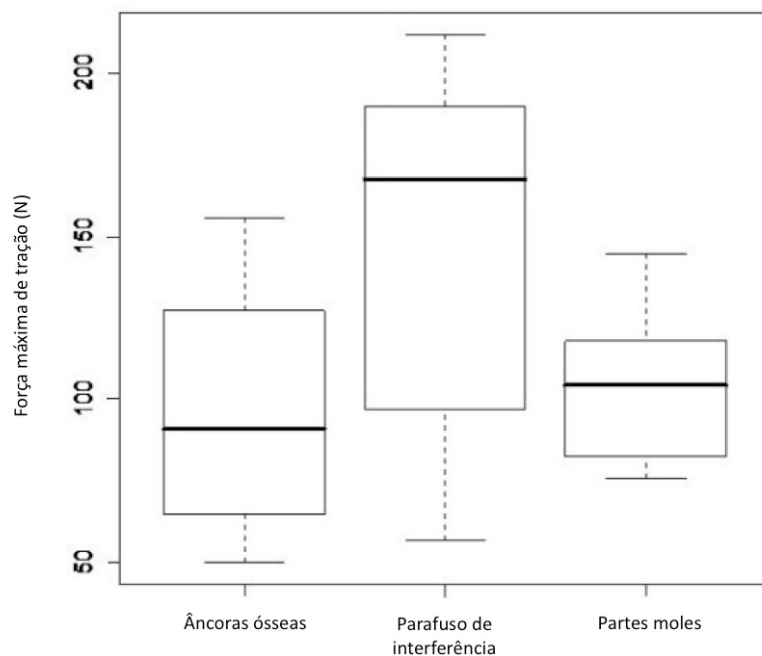
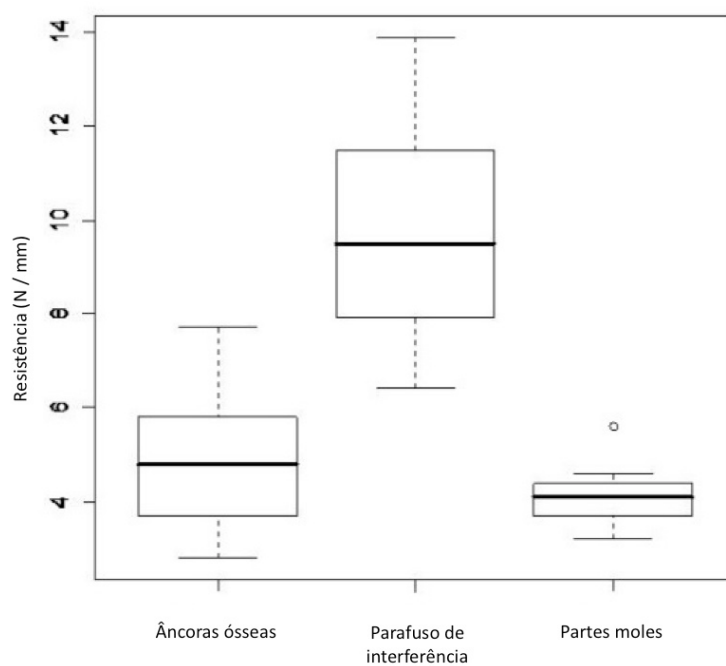


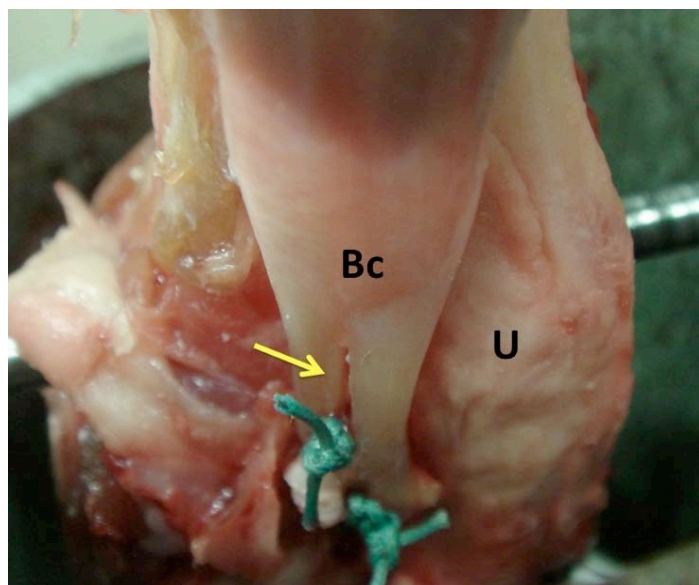
GRÁFICO 3 – VALORES CENTRAIS DOS DADOS, DISPERSÃO E POSSÍVEIS DADOS DISCREPANTES DA RESISTÊNCIA DA CABEÇA LONGA DO BÍCEPS BRAQUIAL APÓS TENODESE POR ÂNCORAS ÓSSEAS, PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA E EM PARTES MOLES SEM IMPLANTE (n=30)



A média de força máxima de tração dos métodos foi: $95 \pm 35,3$ N (variação 50 a 156 N) para âncoras ósseas; $152,7 \pm 52,7$ N (57 a 212 N) para PI; $104,7 \pm 23,54$ N (75,9 a 145 N) para partes moles.

Na técnica com âncoras ósseas, a falha ocorreu principalmente na junção da sutura com o tendão (9 testes) havendo rasgadura das fibras no sentido longitudinal, sem soltura óssea da(s) âncora(s) óssea(s) (Figura 14).

FIGURA 14 – FOTOGRAFIA DE ESPÉCIME MOSTRANDO DESLIZAMENTO DA SUTURA NO TENDÃO POR RASGADURA DURANTE TESTE COM ÂNCORAS ÓSSEAS (SETA)

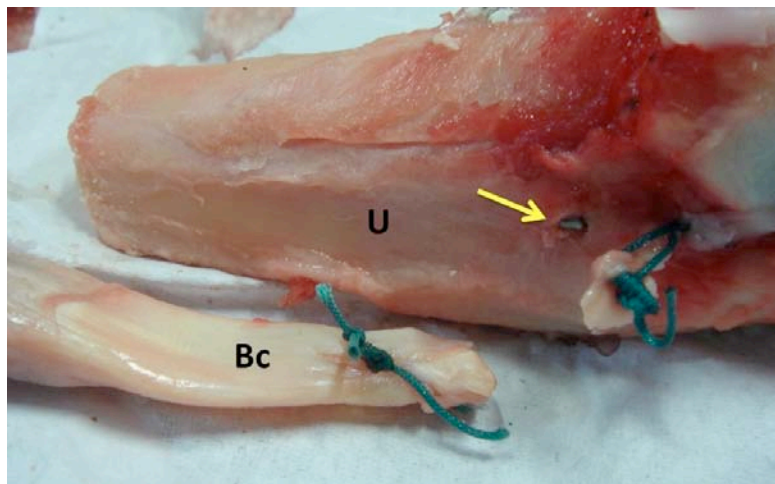


Nota: Bc = Bíceps, U = Úmero, Seta = Rasgadura no tendão

Em 1 teste houve falha de 1 sutura junto à âncora distal e rompimento do tendão na outra sutura (Figura 15).

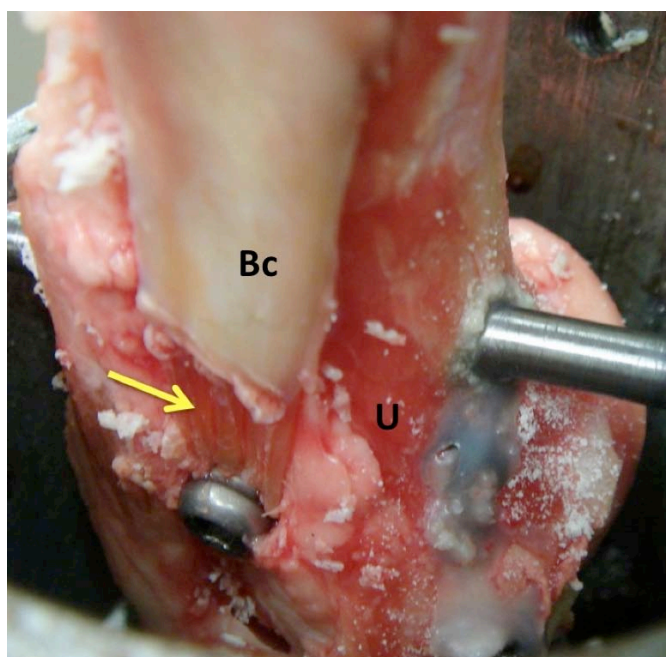
Nos testes com PI a falha ocorreu principalmente por deslizamento do tendão (8 testes), sem haver soltura do implante (Figura 16). Em 2 casos a falha ocorreu por ruptura na junção miotendinosa sem soltura da fixação (Figura 17).

FIGURA 15 – FOTOGRAFIA DE ESPÉCIME EVIDENCIANDO FALHA NA JUNÇÃO SUTURA-ÂNCORA E NA EXTREMIDADE DO TENDÃO APÓS TESTE COM ÂNCORAS ÓSSEAS (SETA)



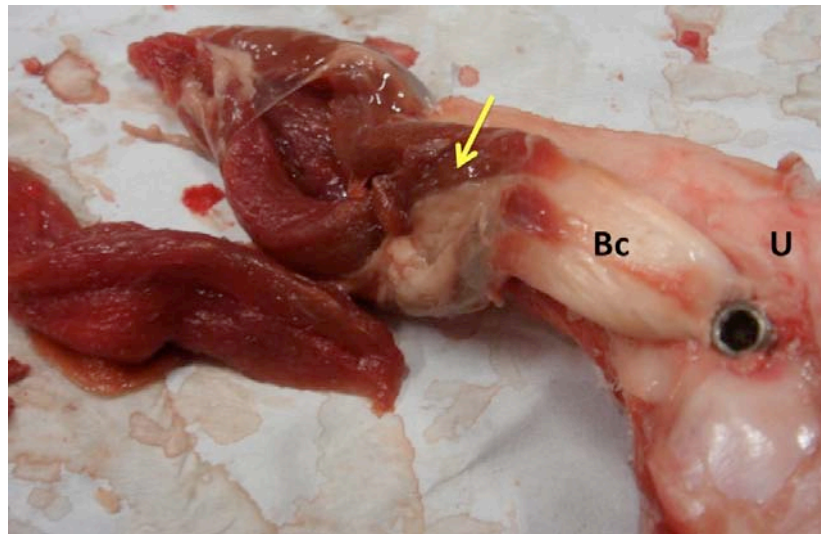
Nota: Bc = Bíceps, U = Úmero, Seta = Âncora óssea

FIGURA 16 – FOTOGRAFIA DE ESPÉCIME MOSTRANDO DESLIZAMENTO DO TENDÃO FIXADO COM PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA (SETA)



Nota: Bc = Bíceps, U = Úmero, Seta = Deslizamento do tendão

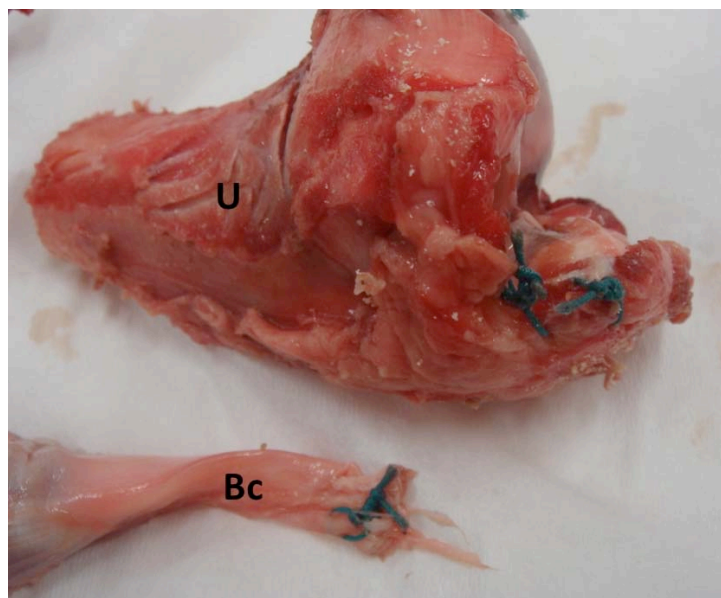
FIGURA 17 - FOTOGRAFIA DE ESPÉCIME EVIDENCIANDO RUPTURA NA JUNÇÃO MIOTENDINOSA DURANTE ENSAIO COM PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA (SETA)



Nota: Bc = Bíceps, U = Úmero, Seta = Rompimento na junção miotendinosa

Todos testes com fixação tipo partes moles demonstraram falha por com deslizamento do tendão, ficando a sutura íntegra nas fibras do bíceps ou do manguito rotador (Figura 18).

FIGURA 18 – FOTOGRAFIA DE ESPÉCIME MOSTRANDO FALHA APÓS DESLIZAMENTO DO TEN-DÃO FIXADO EM PARTES MOLES



Nota: Bc = Bíceps, U = Úmero

As curvas de *Kaplan-Meier* (Gráficos 4 e 5) e valores p de *Logrank* aplicadas aos três métodos estudados demonstraram que a fixação com parafuso de interferência difere significativamente ($p < 0,05$) dos outros métodos, com FMT superior às fixações com âncoras ósseas ($p = 0,00307$) e partes moles ($p = 0,00473$). A resistência com parafuso de interferência também foi superior aos outros 2 métodos ($p = 0,0000127$ e $p = 0,00000295$ respectivamente). Âncoras ósseas e partes moles não diferiram significativamente entre si tanto para FMT ($p = 0,9420$) quanto para resistência ($p = 0,141$) (Tabelas 3 e 4).

GRÁFICO 4 – CURVAS DE SOBREVIVÊNCIA ESTIMADAS POR *KAPLAN-MEIER* PARA FORÇA MÁXIMA DE TRAÇÃO

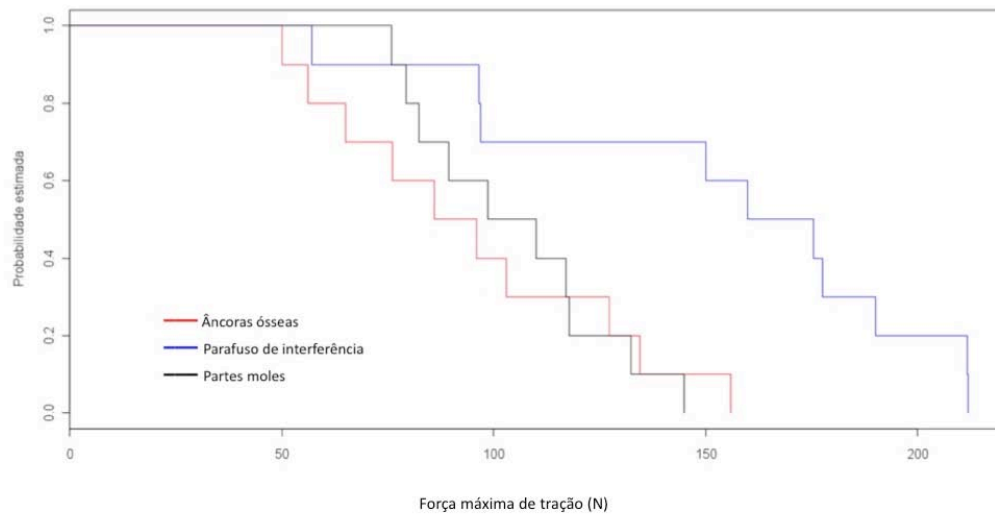


GRÁFICO 5 – CURVAS DE SOBREVIVÊNCIA ESTIMADAS POR *KAPLAN-MEIER* PARA RESISTÊNCIA

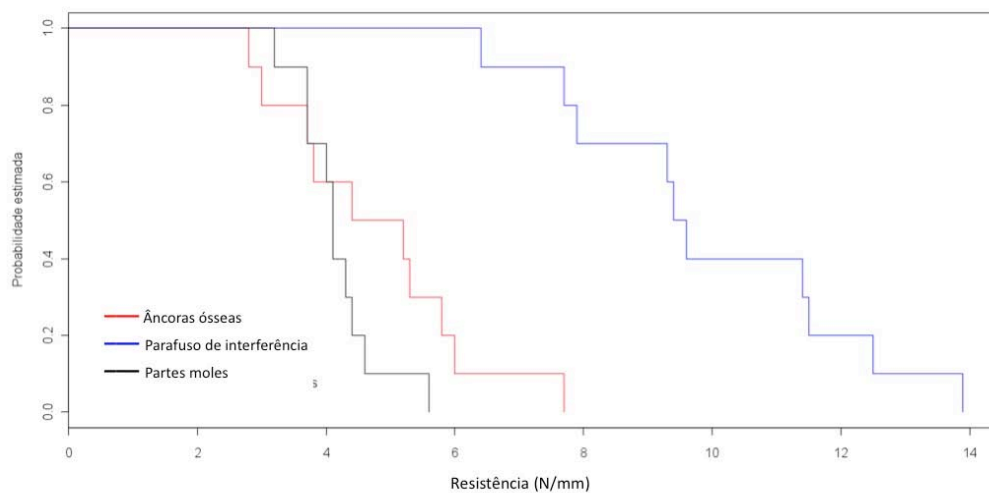


TABELA 3 – VALORES DO TESTE DE *LOGRANK* E SEU p-VALOR PARA COMPARAÇÃO ENTRE MÉTODOS QUANTO A FORÇA MÁXIMA DE TRAÇÃO COM DIFERENÇA SIGNIFICATIVA PARA $p < 0,005$

Métodos comparados	p-valor
Âncoras ósseas x Parafuso de interferência	0,00307
Âncoras ósseas x Partes moles	0,9420
Partes moles x Parafuso de interferência	0,00473

TABELA 4 – VALORES DO TESTE DE *LOGRANK* E SEU p-VALOR PARA COMPARAÇÃO ENTRE MÉTODOS QUANTO A RESISTÊNCIA COM DIFERENÇA SIGNIFICATIVA PARA $p < 0,005$

Métodos comparados	p-valor
Âncoras ósseas x Parafuso de interferência	0,0000127
Âncoras ósseas x Partes moles	0,141
Partes moles x Parafuso de interferência	0,00000295

6 DISCUSSÃO

A tenodese da cabeça longa do bíceps braquial tem sido realizada de preferência pela técnica artroscópica, porém a segurança da fixação deve garantir retorno precoce à mobilização pós-operatória sem soltura do tendão. (CHECCHIA et al., 2005). Entre os métodos mais utilizados de fixação artroscópica (sutura em partes moles ou fixação óssea com implantes tipo âncoras ósseas e PI) não há consenso sobre qual oferece maior resistência.

Na literatura a fixação com âncoras ósseas demonstrou média 166 N de FMT, variando de 68,5 N a 287 N. Com PI a média foi de 263,2 N (164 N a 480 N) e para fixação em partes moles 142 N (JAYAMOORTHY et al., 2004; OZALAY et al., 2005; MAZZOCCA et al., 2005; RICHARDS, BURKHART, 2005; WOLF et al., 2005; KILICOGLU et al., 2005; KUSMA et al., 2008; GOLISH et al., 2008; LOPEZ-VIDRIERO et al., 2010). Em nosso estudo estes valores foram respectivamente 95 N, 152,7 N, e 104,7 N, que, se comparados isoladamente com a literatura foram inferiores para os 3 métodos. Podemos atribuir esta diferença pelo fato de serem estudos com metodologias diferentes ou fatores como: tipos de espécimes (cadáveres humanos, ovinos, suínos), densidade óssea, materiais de implantes (metálicos, bioabsorvíveis), tipos diferentes de fios de sutura e âncoras ósseas, frequência no deslocamento da tração no tendão ou técnica cirúrgica.

Outro fator se refere a diferença provocada por testes de tração cíclicos ou contínuos. Concordamos com BRADBURY et al. (2008), que testaram a resistência do bíceps sem fixação propositalmente com tração contínua, justificando que as falhas da fixação no pós-operatório ocorreriam em movimento único e repentino de flexão ou supinação do antebraço, ao contrário da deformação plástica simulada por testes cíclicos (BRADBURY et al., 2008).

Os resultados dos principais relatos na literatura estão demonstrados em tabela, com valores comparativos de FMT entre as 3 técnicas usadas em nosso trabalho (Tabela 5).

TABELA 5 – RELATOS NA LITERATURA COM VALORES COMPARATIVOS DE FORÇA MÁXIMA DE TRAÇÃO PARA TENODESE DA CABEÇA LONGA DO BÍCEPS ENTRE AS TÉCNICAS COM ÂNCORAS ÓSSEAS, PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA E PARTES MOLES

Autores	Parafuso de interferência	Âncoras ósseas	Partes Moles
OZALAY et al. (2005)	330,2 N	129 N	
JAYAMORTHY et al. (2004)	210 N 234 N		
KUSMA et al. (2008)	480 N	287 N	
MAZZOCCA et al. (2005) ***	237 N	164 N	
RICHARDS, BURKHART (2005)	233,5 N	135,5 N	
GOLISH et al. (2008)	169,6 N	68,5 N	
KILICOGLU et al. (2005)	164 N	203 N	
WOLF et al. (2005)	310,2 N		
LOPEZ-VIDRIERO et al. (2009) ***		175 N	142 N

Nota: *** = Resultados sem diferença estatisticamente significativa

Apesar dos autores terem estudado métodos diferentes aos nossos, alguns incluíram comparações entre PI e âncoras ósseas. Entre estas 2 técnicas, a maioria obteve diferença estatisticamente significativa sugerindo que fixação com PI confere maior resistência se comparada às âncoras ósseas. Exceções foram os trabalhos de MAZZOCCA et al. (2005) e KILICOGLU et al. (2005) que não obtiveram diferença entre as mesmas (MAZZOCCA et al., 2005; KILICOGLU et al., 2005). Nosso estudo sustenta os achados da maioria, com a fixação por PI sendo mais resistente e com FMT superior aos outros 2 métodos.

Encontramos como principal mecanismo de falha no método com PI o deslizamento do tendão sem soltura do parafuso, observado em 80% dos ensaios. Esta situação é semelhante à literatura, sendo rara a falha no sistema implante-

osso. Em apenas 2 situações a resistência do sistema foi maior havendo falha na junção miotendinosa. Qualidade óssea, relação entre diâmetros do tendão, do parafuso e da perfuração óssea, são citados como fatores que podem alterar a rigidez da fixação com PI (WEILER et al., 1998; CARBON et al., 1998; STADELMAIER et al., 1999; BRAND et al., 2000; WEILER et al., 2000).

No método com âncoras ósseas e partes moles, a falha ocorreu principalmente na junção tendão-fio de sutura, sem romper o fio ou soltar o implante. As falhas ocorreram no sentido longitudinal das fibras tendinosas e das forças de tração, produzindo rasgadura. LOPEZ-VIDRIERO et al. (2010) observaram o mesmo, concluindo que a qualidade do tendão seria fundamental para estes 2 tipos de fixação (LOPEZ-VIDRIERO et al., 2010). Outra possibilidade de falha é por rompimento do fio na junção com a âncora, como demonstraram RICHARDS e BURKHART (2005) na maioria dos seus ensaios com âncoras ósseas. Nestes casos a falha poderia ocorrer devido à resistência do fio de sutura ou mesmo pela qualidade da âncora, com irregularidades no orifício de passagem do fio, o que causaria maior atrito, fragilizando o mesmo (RICHARDS, BURKHART, 2005). MEYER et al. (2002) e DEAKIN et al. (2005) também chamaram atenção para importância da qualidade do fio de sutura, sendo fator comum de falha (MEYER et al., 2002; DEAKIN et al., 2005).

Outros fatores a se considerar na qualidade da fixação em qualquer dos métodos utilizados referem-se às variações que podem ocorrer na realização do procedimento cirúrgico incluindo técnica cirúrgica e experiência do cirurgião.

O tempo de cicatrização também pode interferir na segurança do sistema. Para fixação com PI o período de maior risco seria nas primeiras 3 semanas, conforme KILICOGLU et al. (2005), que demonstraram *in vivo*, aumento significativo na resistência à tração após este período. Com outros métodos porém, como âncoras ósseas e partes moles, a resistência somente aumentou após 6 semanas de evolução (KILICOGLU et al., 2005).

Para análise da segurança podemos nos basear também no estudo de NORDIN et al. (2001), que definiram 52 N como sendo a força média exercida no tendão do bíceps para manter o braço em flexão sem resistência (NORDIN et al., 2001). Com este dado podemos sugerir que as 3 técnicas seriam seguras, resistindo a mobilização precoce do membro superior no pós-operatório com segurança. Apesar disto, oscilações importantes ocorreram, como o exemplo do ensaio 10 com

âncoras ósseas que falhou aos 50 N de tração, e o ensaio 18 com PI, falhando com 57 N. Os fatores que contribuem para variações já citados anteriormente podem comprometer a rigidez resultando em fixações aquém do desejado.

O PI, mesmo demonstrando maior resistência, apresentou desvio padrão superior, com variação maior de valores altos e baixos. Talvez esta técnica seja mais susceptível a erros, sob influência maior dos fatores: variações na relação dos diâmetros do parafuso, tendão e/ou orifício ósseo, qualidade óssea e tendinosa. Isto poderia justificar as oscilações, porém em nossa metodologia estas variáveis foram cuidadosamente mantidas iguais. Outros estudos são necessários para explicar esta situação. As técnicas com âncoras ósseas e partes moles, apesar de menos resistentes, foram mais constantes.

Fatores desfavoráveis devem ser levados em consideração no emprego das 3 técnicas. Podemos citar como exemplo os pacientes mais idosos, portadores de osteoporose, em que a fixação do TCLBB nas partes moles poderia ser mais resistente comparada às âncoras ósseas e PI, que dependem de boa qualidade óssea. Por outro lado, tendões acometidos por degeneração, de má qualidade, a sutura em partes moles talvez devesse ser evitada. Pacientes jovens, longilíneos, geralmente com boa qualidade óssea e de maior demanda funcional, seriam candidatos favoráveis ao uso de implantes. Neste perfil se enquadram os pacientes com maior indicação de tenodese, preferindo-se o PI às âncoras ósseas, para obtenção da maior segurança possível. Se o fator custo for relevante, a fixação em partes moles poderia ser justificada se a qualidade do tendão for favorável.

7 CONCLUSÕES

Pode-se concluir que:

1. o método de fixação da cabeça longa do bíceps braquial com PI apresenta maior resistência que a fixação com âncoras ósseas e em partes moles. Não há diferença estatisticamente significativa de resistência entre os 2 últimos métodos;
2. o método de fixação com PI necessita força máxima de tração até falha significativamente superior aos métodos com âncoras ósseas e partes moles. Não há diferença estatisticamente significativa de força máxima de tração entre os 2 últimos métodos;
3. O principal mecanismo de falha na técnica com PI é o deslizamento do tendão. Nas fixações com âncoras ósseas e/ou partes moles, a falha ocorre predominantemente por ruptura do tendão. Não há falha por soltura do implante nos métodos com PI e âncoras ósseas;

REFERÊNCIAS

- AHMAD, C. S. et al. Factors Affecting Dropped Biceps Deformity After Tenotomy of the Long Head of the Biceps Tendon. **Arthroscopy**, v. 23, n. 5, p. 537-541, 2007.
- AHMAD, C. S.; ELATTRACHE, N. S. Arthroscopic Biceps Tenodesis. **Orthop Clin North Am**, v. 34(4), n. 4, p. 499-506, 2003.
- AHRENS, P. M.; BOILEAU, P. The Long Head of Biceps and Associated Tendinopathy. **J Bone Joint Surg Br**, v. 89-B, n. 8, p. 1001-1009, 2007.
- BARBER, F. A.; HERBERT, M. A.; RICHARDS, D. P. Sutures and Suture Anchors: Update 2003. **Arthroscopy**, v. 19, n. 9, p. 985-990, 2003.
- BASMAJIAN, J. V.; LATIF, A. Integrated Actions and Functions of the Chief Flexors of the Elbow: A Detailed Electromyographic Analysis. **J Bone Joint Surg Am**, v. 39-A, n. 5, p. 1106-1118, 1957.
- BOILEAU, P. et al. Arthroscopic Biceps Tenodesis: A New Technique Using Bioabsorbable Interference Screw Fixation. **Arthroscopy**, v. 18, n. 9, p. 1002-1012, 2002.
- BOILEAU, P. et al. Isolated arthroscopic biceps tenotomy or tenodesis improves symptoms in patients with massive irreparable rotator cuff tears. **J Bone Joint Surg Am**, vol. 89-A, n. 4, p. 747-757, 2007.
- BRADBURY, T.; DUNN, W. R.; KUHN, J. E. Preventing the Popeye Deformity After Release of the Long Head of the Biceps Tendon: An Alternative Technique and Biomechanical Evaluation. **Arthroscopy**, v. 24, n. 10, p. 1099-1102, 2008.
- BRAND, J. C. J. et al. Interference Screw Fixation Strength of a Quadrupled Hamstring Tendon Graft is Directly Related to Bone Mineral Density and Insertion Torque. **Am J Sports Med**, v. 28, n. 5, p. 705-710, 2000.
- BURKHEAD, W.Z. et al. The Biceps Tendon. In: **The Shoulder**, edited by CA Rockwood, Jr and FA Matsen, III. Philadelphia W.B.Saunders,; p. 1009-1063, 1998.
- CAMPOS, J.P.E.; MOSCHEN, G.M.; SCHWARTSMANN, R. Ruptura bilateral do tendão bíceps braquial: relato de caso. **Rev Bras Ortop**, vol. 41, n. 1/2, p. 44-46, 2006.
- CABORN, D. N. et al. Quadrupled Semitendinosus-Gracilis Autograft Fixation in the Femoral Tunnel: A Comparison Between a Metal and a Bioabsorbable Interference Screw. **Arthroscopy**, v. 14, n. 3, p. 241-245, 1998.
- CASTAGNA, A. et al. Arthroscopic Biceps Tendon Tenodesis: The Anchorage Technical Note. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc**, v. 14, n. 6, p. 581-585, 2006.

CHAMS, R.N.; SNYDER, S.J. SCOI technique for arthroscopically assisted biceps tenodesis using CW (subpectoralis) approach. **Arthroscopy**, v. 15, n. 5, p. 542-543, 1999.

CHECCHIA, S. L. et al. Biceps Tenodesis Associated With Arthroscopic Repair of Rotator Cuff Tears. **J Shoulder Elbow Surg**, v. 14, n. 2, p. 138-144, 2005.

CHECCHIA, S.L. et al. Avaliação dos resultados da tenodese artroscópica do bíceps, utilizando-se parafuso de interferência bioabsorvível. **Rev Bras Ortop**, v. 42, n. 8, p. 237-243, 2007.

COLOSIMO, E.A.; GIOLO S.R. **Análise de sobrevivência aplicada**, Editora Edgard Blucher, 1ª Edição, 2006.

DEAKIN, M. et al. Suture Strength and Angle of Load Application in a Suture Anchor Eyelet. **Arthroscopy**, v. 21, n. 12, p. 1447-1451, 2005.

DEPALMA, A.F. (Ed.). Aging and the shoulder joint. In: **Surgery of the shoulder**. Philadelphia: JB Lippincott, p. 114, 1973.

ENDO, V. T. et al. **Investigação de Métodos de Fixação de Ligamentos e Tendões em Ensaios de Tração Uniaxial**. Primeiro Encontro de Engenharia Biomecânica (ENEBl). Petrópolis UFSC: 2 p. 2007.

FRANCESCHI, F. et al. Soft Tissue Tenodesis of the Long Head of the Biceps Tendon Associated to the Roman Bridge Repair. **BMC Musculoskeletal Disord**, v. 9: 78, 2008.

FROIMSON, A. I.; OH, I. Keyhole Tenodesis of Biceps Origin At the Shoulder. **Clin Orthop Relat Res**, v. 112, p. 245-249, 1975.

GARTSMAN, G. M.; HAMMERMAN, S. M. Arthroscopic Biceps Tenodesis: Operative Technique. **Arthroscopy**, v. 16, n. 5, p. 550-552, 2000.

GERBER, C.; SCHNEEGERBER, A.G.; SCHLEGEL, U. Mechanical strength of repairs of the rotator cuff. **J Bone Joint Surg Br**, v. 76-B, n. 3, p. 371-380, 1994.

GHALAYINI, S. R.; BOARD, T. N.; SRINIVASAN, M. S. Anatomic Variations in the Long Head of Biceps: Contribution to Shoulder Dysfunction. **Arthroscopy**, v. 23, n. 9, p. 1012-1018, 2007.

GOLISH, S. R. et al. Interference Screw Versus Suture Anchor Fixation for Subpectoral Tenodesis of the Proximal Biceps Tendon: A Cadaveric Study. **Arthroscopy**, v. 24, n. 10, p. 1103-1108, 2008.

HITCHCOCK, H. H.; BECHTOL, C. O. Painful Shoulder; Observations on the Role of the Tendon of the Long Head of the Biceps *Brachii* in Its Causation. **J Bone Joint Surg Am**, v. 30-A, n. 2, p. 263-273, 1948.

HYMAN, J. L.; WARREN, R. F. Extra-Articular Origin of Biceps *Brachii*. **Arthroscopy**, v. 17, n. 7, p. E29, 2001.

JAYAMOORTHY, T. et al. Biceps Tenodesis: A Biomechanical Study of Fixation Methods. **J Shoulder Elbow Surg**, v. 13, n. 2, p. 160-164, 2004.

KELLY, A. M. et al. Arthroscopic Release of the Long Head of the Biceps Tendon: Functional Outcome and Clinical Results. **Am J Sports Med**, v. 33, n. 2, p. 208-213, 2005.

KILICOGLU, O. et al. Time-Dependent Changes in Failure Loads of 3 Biceps Tenodesis Techniques: In Vivo Study in a Sheep Model. **Am J Sports Med**, v. 33, n. 10, p. 1536-1544, 2005.

KIM, S. H.; YOO, J. C. Arthroscopic Biceps Tenodesis Using Interference Screw: End-Tunnel Technique. **Arthroscopy**, v. 21, n. 11, p. 1405, 2005.

KLEPPS, S.; HAZRATI, Y.; FLATOW, E. Arthroscopic Biceps Tenodesis. **Arthroscopy**, v. 18, n. 9, p. 1040-1045, 2002.

KOENIG, M. et al. Functional symptomatology following biceps tenodesis compared to biceps tenotomy or rupture. **J Shoulder Elbow Surg**, vol. 13, n. 5, p. e28-e29, 2004.

KUHN, J. E. et al. Failure of the Biceps Superior Labral Complex: A Cadaveric Biomechanical Investigation Comparing the Late Cocking and Early Deceleration Positions of Throwing. **Arthroscopy**, v. 19, n. 4, p. 373-379, 2003.

KUMAR, V. P.; SATKU, K.; BALASUBRAMANIAM, P. The Role of the Long Head of Biceps *Brachii* in the Stabilization of the Head of the Humerus. **Clin Orthop Relat Res**, v. 244, p. 172-175, 1989.

KUSMA, M. et al. Tenodesis of the Long Head of Biceps *Brachii*: Cyclic Testing of Five Methods of Fixation in a Porcine Model. **J Shoulder Elbow Surg**, v. 17, n. 6, p. 967-973, 2008.

LANG, J. E.; VINSON, E. N.; BASAMANIA, C. J. Anomalous Biceps Tendon Insertion Into the Rotator Cable: A Case Report. **J Surg Orthop Adv**, v. 17, n. 2, p. 93-95, 2008.

LO, I. K.; BURKHART, S. S. Arthroscopic Biceps Tenodesis Using a Bioabsorbable Interference Screw. **Arthroscopy**, v. 20, n. 1, p. 85-95, 2004.

LOPEZ-VIDRIERO, E. et al. Biomechanical Evaluation of 2 Arthroscopic Biceps Tenodeses: Double-Anchor Versus Percutaneous Intra-Articular Transtendon (Pitt) Techniques. **Am J Sports Med**, v. 38, n. 1, p. 146-152, 2010.

LUCIANO, G. L. et al. Estudo comparativo macroscópico e histológico da origem labial do tendão da cabeça longa do bíceps braquial. **Rev Bras Ortop**, v. 39, n. 10, p. 601-607, 2004.

MA, Y. et al. Modified Arthroscopic Transfer of the Long Head of the Biceps Tendon to the Conjoint Tendon. **Chin Med J (Engl)**, v. 122, n. 6, p. 745-747, 2009.

MARIANI, E. M. et al. Rupture of the Tendon of the Long Head of the Biceps *Brachii*. Surgical Versus Nonsurgical Treatment. **Clin Orthop Relat Res**, v. 228, p. 233-239, 1988.

MATTHEWS, L. S.; ELLIS, D. Viscoelastic Properties of Cat Tendon: Effects of Time After Death and Preservation By Freezing. **J Biomech**, v. 1, n. 2, p. 65-71, 1968.

MAZZOCCA, A. D. et al. The Biomechanical Evaluation of Four Fixation Techniques for Proximal Biceps Tenodesis. **Arthroscopy**, v. 21, n. 11, p. 1296-1306, 2005.

MEYER, D. C. et al. Failure of Suture Material At Suture Anchor Eyelets. **Arthroscopy**, v. 18, n. 9, p. 1013-1019, 2002.

MOROS, C.; LEVINE, W. N.; AHMAD, C. S. Suture Anchor and Percutaneous Intra-Articular Transtendon Biceps Tenodesis. **Sports Med Arthrosc**, v. 16, n. 3, p. 177-179, 2008.

MURTHI, A. M.; VOSBURGH, C. L.; NEVIASER, T. J. The Incidence of Pathologic Changes of the Long Head of the Biceps Tendon. **J Shoulder Elbow Surg**, v. 9, n. 5, p. 382-385, 2000.

NORD, K. D.; SMITH, G. B.; MAUCK, B. M. Arthroscopic Biceps Tenodesis Using Suture Anchors Through the Subclavian Portal. **Arthroscopy**, v. 21, n. 2, p. 248-252, 2005.

NORDIN, M.; FRANKEL, V.H. Biomechanics of the elbow. In: **Basic biomechanics of the musculoskeletal system**, edited by Nordin M., Frankel V.H. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2001.

OESTERN, H.J.; BLANKENBURG, V.; DELFINO, H.L.A. Estudo morfológico e biomecânico dos tendões do músculo supraespal e porção longa do bíceps braquial. **Rev Bras Ortop**, vol. 28, n. 11/12, p. 843-846, 1993.

OZALAY, M. et al. Mechanical Strength of Four Different Biceps Tenodesis Techniques. **Arthroscopy**, v. 21, n. 8, p. 992-998, 2005.

PAGNANI, M. J. et al. Role of the Long Head of the Biceps *Brachii* in Glenohumeral Stability: A Biomechanical Study in Cadavera. **J Shoulder Elbow Surg**, v. 5, n. 4, p. 255-262, 1996.

PROVENCHER, M. T.; LECLERE, L. E.; ROMEO, A. A. Subpectoral Biceps Tenodesis. **Sports Med Arthrosc**, v. 16, n. 3, p. 170-176, 2008.

RICHARDS, D. P.; BURKHART, S. S. Arthroscopic-Assisted Biceps Tenodesis for Ruptures of the Long Head of Biceps *Brachii*: The Cobra Procedure. **Arthroscopy**, v. 20, n. 6 (Suppl 1), p. 201-207, 2004.

RICHARDS, D. P.; BURKHART, S. S. A Biomechanical Analysis of Two Biceps Tenodesis Fixation Techniques. **Arthroscopy**, v. 21, n. 7, p. 861-866, 2005.

RODOSKY, M. W.; HARNER, C. D.; FU, F. H. The Role of the Long Head of the Biceps Muscle and Superior Glenoid Labrum in Anterior Stability of the Shoulder. **Am J Sports Med**, v. 22, n. 1, p. 121-130, 1994.

ROMEO, A. A.; MAZZOCCA, A. D.; TAURO, J. C. Arthroscopic Biceps Tenodesis. **Arthroscopy**, v. 20, n. 2, p. 206-213, 2004.

SEKIYA, J. K.; ELKOUSY, H. A.; RODOSKY, M. W. Arthroscopic Biceps Tenodesis Using the Percutaneous Intra-Articular Transtendon Technique. **Arthroscopy**, v. 19, n. 10, p. 1137-1141, 2003.

STADELMAIER, D. M. et al. Cyclic Pull-Out Strength of Hamstring Tendon Graft Fixation With Soft Tissue Interference Screws. Influence of Screw Length. **Am J Sports Med**, v. 27, n. 6, p. 778-783, 1999.

VERMA, N. N.; DRAKOS, M.; O'BRIEN, S. J. Arthroscopic Transfer of the Long Head Biceps to the Conjoint Tendon. **Arthroscopy**, v. 21, n. 6, p. 764, 2005.

WALCH, G. et al. Arthroscopic Tenotomy of the Long Head of the Biceps in the Treatment of Rotator Cuff Tears: Clinical and Radiographic Results of 307 Cases. **J Shoulder Elbow Surg**, v. 14, n. 3, p. 238-246, 2005.

WARNER, J. J.; MCMAHON, P. J. The Role of the Long Head of the Biceps *Brachii* in Superior Stability of the Glenohumeral Joint. **J Bone Joint Surg Am**, v. 77-A, n. 3, p. 366-372, 1995.

WEILER, A. et al. The Influence of Screw Geometry on Hamstring Tendon Interference Fit Fixation. **Am J Sports Med**, v. 28, n. 3, p. 356-359, 2000.

WEILER, A. et al. Hamstring Tendon Fixation Using Interference Screws: A Biomechanical Study in Calf Tibial Bone. **Arthroscopy**, v. 14, n. 1, p. 29-37, 1998.

WOLF, R. S.; ZHENG, N.; WEICHEL, D. Long Head Biceps Tenotomy Versus Tenodesis: A Cadaveric Biomechanical Analysis. **Arthroscopy**, v. 21, n. 2, p. 182-185, 2005.

VIEGAS, A. D. C. et al. "**Análise das propriedades biomecânicas dos tendões dos músculos tibial anterior e tibial posterior: estudo experimental em cadáveres humanos**". Ortopedia e Traumatologia, Biblioteca Digital de Teses e Dissertações da USP, São Paulo, 2003.

DOCUMENTOS CONSULTADOS

FERREIRA, A.B. de H. **Novo dicionário da língua portuguesa**. 2. Ed.rev. e aum. Rio de Janeiro: Nova Fronteira, 1986.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE ANATOMIA. **Terminologia anatômica internacional**. Editora Manole, 2001.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ. Sistema de Bibliotecas. **Teses, dissertações, monografias e trabalhos científicos**. Curitiba: Editora UFPR, 2000. (Normas para apresentação de documentos científicos, 2).

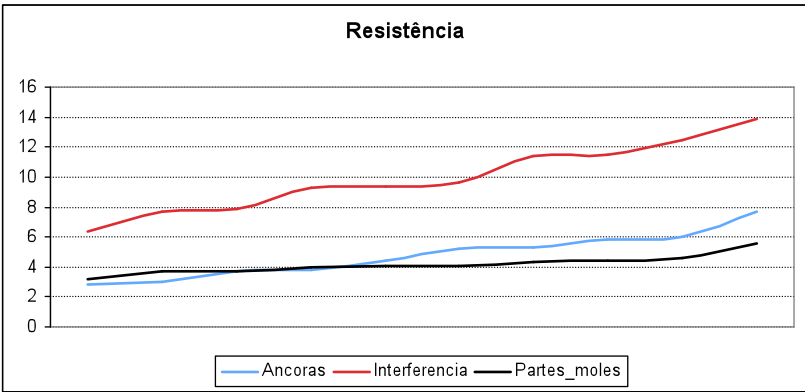
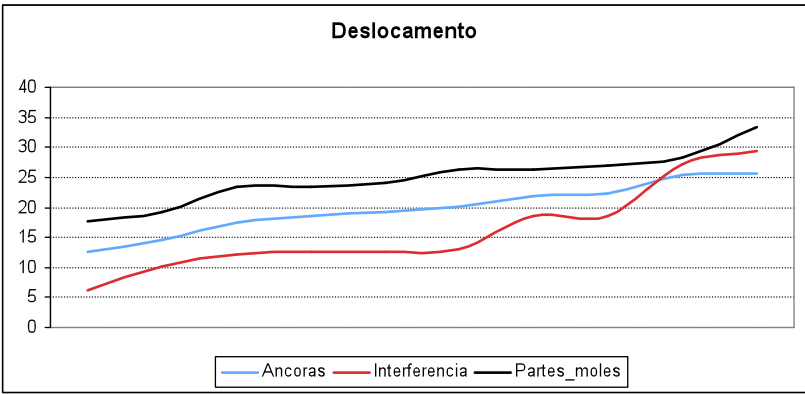
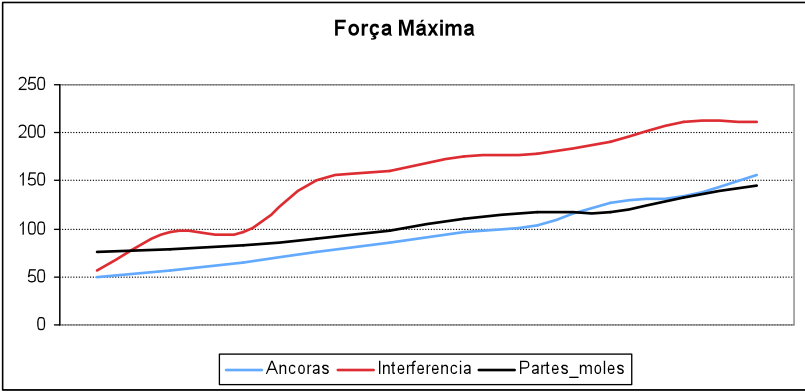
APÊNDICES

APÊNDICE 1 – TABELA DE DADOS DEMONSTRANDO VALORES DE FORÇA MÁXIMA DE TRAÇÃO, DESLOCAMENTO E RESISTÊNCIA DE CADA ENSAIO E DETALHES DO MECANISMO DE FALHA

Ensaio	Tipos de Fixação	FMT (N)	Deslocamento (mm)	Resistência (N/mm)	Local e mecanismo de falha
1	AO	156	20,1	7,7	Falha no tendão; preservados sutura e implante
2	AO	65	14,6	4,4	Falha no tendão; preservados sutura e implante
3	AO	76	12,6	6	Falha no tendão; preservados sutura e implante
4	AO	103	19,3	5,3	Falha no tendão; preservados sutura e implante
5	AO	56,2	18,6	3	Falha no tendão; preservados sutura e implante
6	AO	86	22,3	3,8	Falha no tendão; preservados sutura e implante
7	AO	96	25,6	3,7	Falha no tendão; rompeu 1 fio distal; preservado implante
8	AO	127,3	21,8	5,8	Falha no tendão; preservados sutura e implante
9	AO	134,5	25,5	5,2	Falha no tendão; preservados sutura e implante
10	AO	50	17,4	2,8	Falha no tendão; preservados sutura e implante
11	PI	177,6	12,7	13,9	Deslizamento do tendão, sem romper sistema
12	PI	96,6	12,2	7,9	Rompeu musculatura, sem romper sistema
13	PI	211,7	27,2	7,7	Deslizamento do tendão, sem romper sistema
14	PI	190	29,4	6,4	Deslizamento do tendão, sem romper sistema
15	PI	175,5	18,6	9,4	Deslizamento do tendão, sem romper sistema
16	PI	212	18,5	11,4	Deslizamento do tendão, sem romper sistema
17	PI	160	12,7	12,5	Deslizamento do tendão, sem romper sistema
18	PI	57	6,1	9,3	Deslizamento do tendão, sem romper sistema
19	PI	97	10,1	9,6	Deslizamento do tendão, sem romper sistema
20	PI	150	13	11,5	Rompeu musculatura, sem romper sistema
21	PM	132,4	23,5	5,6	Falha no tendão; preservados sutura e implante
22	PM	117	26,3	4,4	Falha no tendão; preservados sutura e implante
23	PM	145	33,4	4,3	Falha no tendão; preservados sutura e implante
24	PM	110	26,9	4	Falha no tendão; preservados sutura e implante
25	PM	117,7	28,3	4,1	Falha no tendão; preservados sutura e implante
26	PM	82,4	17,6	4,6	Falha no tendão; preservados sutura e implante
27	PM	89,3	24,1	3,7	Falha no tendão; preservados sutura e implante
28	PM	98,6	26,3	3,7	Falha no tendão; preservados sutura e implante
29	PM	79,3	19,3	4,1	Falha no tendão; preservados sutura e implante
30	PM	75,9	23,4	3,2	Falha no tendão; preservados sutura e implante

Nota: AO= Âncoras ósseas; PI= Parafuso de interferência; PM= Partes moles; FMT= Força máxima de tração;

APÊNDICE 2 – GRÁFICOS DE DADOS COM RESULTADOS DE FORÇA MÁXIMA DE TRAÇÃO, DESLOCAMENTO E RESISTÊNCIA PARA OS MÉTODOS COM ÂNCORAS ÓSSEAS, PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA E PARTES MOLES (n=30)



Nota: n= numero de testes